



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ
ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

**«Σχεδίαση συστήματος κωδικοποίησης
ηλεκτροεγκεφαλογραφικών δεδομένων από εμφυτεύσιμα DBS
συστήματα για την χαμηλή κατανάλωση κατά την ασύρματη
μετάδοσή τους»**

Φράγκου Αικατερίνη

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Υπεύθυνος

Κακαρούντας Αθανάσιος

Λαμία, 2021



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ
ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

**«Σχεδίαση συστήματος κωδικοποίησης
ηλεκτροεγκεφαλογραφικών δεδομένων από εμφυτεύσιμα DBS
συστήματα για την χαμηλή κατανάλωση κατά την ασύρματη
μετάδοσή τους»**

Φράγκου Αικατερίνη

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Υπεύθυνος

Κακαρούντας Αθανάσιος

Λαμία, 2021

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις ⁽¹⁾, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσιάσή τους ως δική μου εργασία.
3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια
4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: 26/09/2018

Η δηλούσα

Φράγκου Αικατερίνη

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

**«Σχεδίαση συστήματος κωδικοποίησης
ηλεκτροεγκεφαλογραφικών δεδομένων από εμφυτεύσιμα DBS
συστήματα για την χαμηλή κατανάλωση κατά την ασύρματη
μετάδοσή τους»**

Φράγκου Αικατερίνη

Τριμελής Επιτροπή:

Αθανάσιος Κακαρούντας, Αναπληρωτής Καθηγητής (επιβλέπων)

Σωτήριος Τασουλής, Επίκουρος Καθηγητής

Χαράλαμπος Καρανίκας, Λέκτορας

Περίληψη

Είναι γεγονός ότι ως ασθένεια η επιληψία αποτελεί μια χρόνια “μη συμβατή ασθένεια του εγκεφάλου”[1] και έχει ιδιαίτερα απασχολήσει την ιατρική κοινότητα. Προς ευόδωση της διαχείρισης επιληπτικών κρίσεων και αξιολόγησης των περιπτώσεων αυτών υπάρχει ανάγκη δημιουργίας τεχνολογικών μέσων, τα οποία θα παρέχουν την απαιτούμενη βοήθεια. Δίνεται λοιπόν η ευκαιρία να αναπτυχθεί ένα νέο κεφάλαιο, μιας προσπάθειας επινόησης και κατασκευής συσκευών που θα συνεπικουρούν στην αντιμετώπιση και αξιολόγησης των καταστάσεων αυτών.

Στον παρόν πόνημα γίνεται λόγος για την δημιουργία μια συσκευής η οποία θα παρέχει την δυνατότητα συλλογής, κωδικοποίησης, προσωρινής αποθήκευσης και μεταφοράς των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων προς μελέτη και αξιολόγηση. Για την υλοποίηση του συγκεκριμένου συστήματος οι προσεγγίσεις που ακολουθούνται αφορούν σε τρία βασικά επίπεδα. Το πρώτο επίπεδο σχετίζεται με την αρχική μοντελοποίηση και δημιουργία του προτύπου για τα επόμενα δύο στάδια. Το δεύτερο επίπεδο βασίζεται στην δημιουργία κώδικα για τον προγραμματισμό ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και την προσομοίωση με τα κατάλληλα λογισμικά. Το τρίτο και τελευταίο στάδιο είναι και το πιο πρακτικό εφόσον επιχειρείται η κατασκευή του μεταδότη σε επίπεδο υλικού. Ειδικότερα, στη φάση αυτή εμπλέκονται παραπάνω από ένα λογισμικά και συσκευές για την ρεαλιστικότερη απόδοση του επιθυμητού αποτελέσματος. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο κύριος και θεμελιώδης στόχος της εργασίας είναι η επίτευξη χαμηλών ποσοστών κατανάλωσης για την ολοκληρωμένη και απρόσκοπτη λειτουργία της συσκευής.

Λέξεις κλειδιά: Επιληψία, Εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση, Ανταπόκριση συστήματος νευροδιέγερσης, BLE, ARDUINO, Δέλτα κωδικοποίηση, χαμηλή κατανάλωση

Abstract

It is a fact that as a disease epilepsy is a chronic "incompatible disease of the brain" and has been of particular concern to the medical community. For the management of seizures and the evaluation of these cases to be successful, there is a need to create technological means that will provide the necessary assistance. It is therefore given the opportunity to develop a new chapter, an effort to invent and create devices that will assist in dealing with and evaluating these situations.

This thesis discusses the creation of a device that will provide the ability to collect, encode, temporarily store and transfer electroencephalographic signals for study and evaluation. For the implementation of the specific system, the approaches followed concern three basic levels. The first level is related to the initial modeling and creation of the template for the next two stages. The second level is based on the creation of code for the programming of integrated circuits and the simulation with the appropriate software. The third and last stage is the most practical as the construction of the transmitter is attempted at the material level. Specifically, more than one software and devices are involved in this phase for the most realistic performance of the desired result. It is worth to mention that the main and fundamental aim of the work is to achieve low consumption rates for the complete and smooth operation of the device.

Key words: Epilepsy, Deep Brain Stimulation, Responsive Neurostimulation, BLE, ARDUINO, Delta encoding, low energy consumption

Ευχαριστίες

Θερμές ευχαριστίες ως και την άπειρή ευγνωμοσύνη μου στον καθηγητή μου Δρ. Αθανάσιο Κακαρούντα για την συνεχή και ολόθυμη συμπαράσταση και καθοδήγηση προς το πρόσωπό μου κατά την διάρκεια της εκπόνησης της πτυχιακής μου εργασίας. Ομολογουμένως, υπήρξε καλός αρωγός σε όλη αυτήν την προσπάθεια, υπομονετικός και καλός σύμβουλος, καθώς η όλη εργασία έγινε σε μια πολύ δύσκολη περίοδο για την ανθρωπότητα και με πολλά προσκόμματα. Επίσης, ευχαριστώ όλους όσους μου παρείχαν τις επιστημονικές τους γνώσεις καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου, καθηγητές και μη. Ιδιαίτερος δε, θα ήταν παράλειψη να μην απευθύνω τις ευχαριστίες μου και προς τον Δρ. Βασίλειο Κόκκινο για τη συναντίληψή του. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω την απέραντή μου ευγνωμοσύνη στην οικογένειά μου που στήριξε τις προσπάθειές μου και μου συμπαραστάθηκε στις δύσκολες στιγμές μου εφοδιάζοντάς με πνευματικά να ανταπεξέλθω το ύψος των περιστάσεων και να διακριθώ ικανώς εκπληρώνοντας τους στόχους μου.

Περιεχόμενα

Περίληψη	i
Abstract	ii
Ευχαριστίες	iii
Ευρετήριο Εικόνων	vii
Ευρετήριο Πινάκων	x
1. Εισαγωγή και στόχος	1
1.1 Εισαγωγή.....	1
1.2 Στόχος και σκοποί.....	2
2. Επιληψία	4
2.1 Εισαγωγή.....	4
2.2 Ορισμός επιληψίας και κατηγορίες επιληπτικών κρίσεων	4
2.3 Αντιμετώπιση επιληψίας.....	7
2.4 Φάσεις και εργαλεία αξιολόγησης	9
2.4.1 Πρώτη φάση αξιολόγησης περιστατικού με μη επεμβατικές μεθόδους.....	9
2.4.2 Ηλεκτρογκεφαλογράφος (EEG)	10
2.4.3 Video - EEG.....	12
2.4.4 Μαγνητικός τομογράφος	13
2.4.5 Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων	13
2.4.6 Υπολογιστική τομογραφία μονού φωτονίου	14
2.4.7 Wada test.....	15
2.4.8 Αξονική τομογραφία.....	15
2.5 Δεύτερη φάση αξιολόγησης με επεμβατικές μεθόδους	16
2.6 Επεμβατική αντιμετώπιση	17
2.6.1 Εστιακή εκτομή.....	17
2.6.2 Λεσινεκτομή	18
2.6.3 Επέμβαση αποσύνδεσης	18
2.6.4 Επέμβαση με τη χρήση laser.....	19
2.6.5 Ημισφαιρεκτομή	19
2.6.6 Καλλοτομή.....	20
2.6.7 Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική.....	20
2.6.8 Νευροδιαμόρφωση.....	21

2.6.9 Αποκριτική νευροδιέγερση	21
2.6.10 Εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση	23
2.6.11 Διέγερση του πνευμονογαστρικού νεύρου	24
3. Ολοκληρωμένα συστήματα εγκεφαλικής διέγερσης	27
3.1 Εισαγωγή.....	27
3.2 Activa™ SC	27
3.3 ACTIVA™ RC	29
3.4 PERCEPT™ PC.....	30
3.5 RNS NEUROPACE.....	31
4.Πρωτόκολλα επικοινωνίας.....	34
4.1 Εισαγωγή.....	34
4.2 UART.....	35
4.3 Bluetooth.....	36
4.4 Bluetooth Low Energy	38
4.5 Σύνδεση συσκευών	39
5. Πακέτα δεδομένων και κωδικοποίηση	42
5.1 Εισαγωγή.....	42
5.2 Πακέτα δεδομένων.....	42
5.3 PDU για advertising πακέτα	43
5.4 PDU για πακέτα δεδομένων.....	44
5.5 Συμπίεση	45
5.6 Αλγόριθμοι κωδικοποίησης	45
5.6.1 Shannon Fano Technique.....	45
5.6.2 Huffman Coding	46
5.6.3 LZ77 & LZ78 τεχνικές	48
5.6.4 Lempel- Ziv- Welch.....	50
5.6.5 Compressive sensing – CS.....	51
5.6.6 SZ.....	52
5.6.7 Τεχνική κωδικοποίησης για MCEEG (multichannel EEG) σήματα.....	53
5.6.8 DCT.....	54
5.6.9 RLE (Run Length Encoding)	55
5.6.10 Arithmetic coding	56

5.6.11 Delta κωδικοποίηση.....	56
6.Σχεδίαση, αρχιτεκτονική και απαιτήσεις.....	58
6.1 Εισαγωγή.....	58
6.2 Σχεδιαστική παράμετρος- Κατανάλωση Ισχύος.....	58
6.3 Αρχιτεκτονική σχεδίαση συστήματος.....	59
6.4 Περιγραφή δεδομένων.....	61
6.5 Κωδικοποίηση Delta σε Matlab και VHDL- Επίπεδο μοντελοποίησης.....	62
6.6 Η μνήμη στο επίπεδο της μοντελοποίησης και των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων.....	63
7.Υλοποίηση σε επίπεδο Arduino.....	67
7.1 Εισαγωγή.....	67
7.2 Arduino Nano 33 BLE.....	67
7.3 Προγραμματισμός Arduino.....	68
8.Αξιολόγηση και αποτελέσματα	72
8.1 Εισαγωγή.....	72
8.2 Αξιολόγηση.....	72
8.2 Αποτελέσματα.....	74
8.3 Συμπεράσματα	76
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.....	77
Κώδικας 1 (Μοντελοποίηση σε MATLAB).....	77
Κώδικας 2 (Σύνδεση MATLAB με ARDUINO και μεταφορά δεδομένων).....	79
Κώδικας 3 (Κωδικοποίηση Delta)	80
Κώδικας 4 (Μετατροπή δεκαδικού αριθμού σε δυαδικό)	81
Κώδικας 5 (Μετρητής μεταβάσεων 0-1)	81
Κώδικας 6 (Μετρητής μεταβάσεων 1-0)	81
Κώδικας 7 (Μετρητής μεταβάσεων 0-0)	82
Κώδικας 8 (Μετρητής μεταβάσεων 1-1)	82
Κώδικας 9 (VHDL κώδικας για FIFO buffer).....	82
Κώδικας 10 (Arduino κώδικας για παραλαβή, αποθήκευση και αποστολή δεδομένων).....	85
Βιβλιογραφία	92

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 2: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20.	10
Εικόνα 3: Απεικόνιση των εγκεφαλικών ρυθμών.....	11
Εικόνα 4: Απεικόνιση επιληπτικών κυματομορφών. Α: αιχμές (spikes) Β: βαθιά κύματα (sharp waves) C: αιχμές και κύματα (spikes-and-waves).....	11
Εικόνα 5: Η πρώτη αριστερά εικόνα απεικονίζει το αποτέλεσμα μίας εξέτασης SPECT κατά τη διάρκεια της επιληπτικής κρίσης. Η δεύτερη εικόνα είναι το αποτέλεσμα της SPECT ανάμεσα σε δύο κρίσεις και η τρίτη είναι ο συνδυασμός τους μαζί με την MRI. Η τεχνική αυτή ονομάζεται SISCO.....	14
Εικόνα 6: α. Εικόνα εγκεφάλου από CT b. Εικόνα εγκεφάλου από MR.....	16
Εικόνα 7: Με πράσινο χρώμα είναι το μεσολόβιο (corpus callosum).....	20
Εικόνα 8: Α. Εκάρσια απεικόνιση μεσολοβίου Β. Οβελιαία απεικόνιση μεσολοβίου C. Στεφανιαίο επίπεδο απεικόνισης μεσολοβίου. Σκοπός της εικόνας είναι η κατανόηση του ότι το μεσολόβιο ενώνει τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια.....	20
Εικόνα 9: Εμφυτευμένο RNS σύστημα σε ακτινογραφία.	22
Εικόνα 10: Σταθεροποίηση και παράλληλη απεικόνιση για την τοποθέτηση ενός DBS συστήματος	23
Εικόνα 11: DBS σύστημα όπως φαίνεται σε μία ακτινογραφία.	24
Εικόνα 12: Διακρίνεται ο διεγέρτης στην περιοχή του στήθους και τα καλώδια που κατευθύνονται στην περιοχή ενδιαφέροντος	24
Εικόνα 13: Στο στήθος είναι τοποθετημένος ο διεγέρτης, του οποίου τα καλώδια περιελίσσονται γύρο από τον αριστερό κλάδο του πνευμονογαστρικού νεύρου.	26
Εικόνα 14: Διεγέρτης και ηλεκτρόδια Activa™ SC.....	27
Εικόνα 15: Στα αριστερά βρίσκεται η συσκευή την οποία χειρίζεται ο ασθενής και δεξιά η συσκευή με την οποία ο γιατρός προγραμματίζει το σύστημα.....	28
Εικόνα 16: Διεγέρτης ACTIVA™ RC.....	29
Εικόνα 17: Παρουσιάζεται η δυνατότητα του συστήματος να συγκρατεί ημερολόγιο με γεγονότα.....	30
Εικόνα 18: Αριστερά φαίνεται το λογισμικό με το οποίο αλληλεπιδρά ο ασθενής και το οποίο του παρέχει πληροφορίες σχετικές με την τιμή της μπαταρίας, συμβάντα κ.λπ.. Στα δεξιά είναι ο προγραμματιστής του γιατρού και στο κέντρο το μοντέλο του διεγέρτη.....	31
Εικόνα 19: Φαίνεται ο τρόπος που μία ασθενής τοποθετεί το φορητό ραβδί για την αποστολή των δεδομένων στον υπολογιστή της.....	32
Εικόνα 20: Ο ειδικός μαγνήτης για την ενεργοποίηση της καταγραφής και την αναστολής των ανεπιθύμητων διεγέρσεων.....	32
Εικόνα 21: Ο διεγέρτης και η θέση του.....	33
Εικόνα 22: Σχεδιάγραμμα επικοινωνίας συσκευών χρησιμοποιώντας UART πρωτόκολλο (Tx: ο πομπός, Rx: ο δέκτης).....	35

Εικόνα 23: Τοπολογία scatternet δικτύου.....	37
Εικόνα 24: Αρχιτεκτονική της στοίβας πρωτοκόλλων για το Bluetooth.....	38
Εικόνα 25: Διαδικασία σύνδεσης μεταξύ δύο συσκευών. Διακρίνονται τα διαφημιστικά πακέτα, το αίτημα για σύνδεση, τα πακέτα δεδομένων και η ολοκλήρωση της διαδικασίας.....	41
Εικόνα 26: Χαρακτηριστική μορφή πακέτου δεδομένων.....	42
Εικόνα 27: Header διαφημιστικών πακέτων.....	43
Εικόνα 28: Header PDU πακέτου δεδομένων.....	44
Εικόνα 29: Παράδειγμα Shannon-Fano κωδικοποίησης, όπου φαίνεται η ταξινόμηση και η σταδιακή δημιουργία του δέντρου αναπαράστασης.....	46
Εικόνα 30: Δέντρο κωδικοποίησης Huffman. Κοντά στην κορυφή υπάρχουν τα περισσότερα πιθανά σύμβολα, ενώ όσο προχωράει προς τα κάτω οι πιθανότητες εμφάνισης των συμβόλων μειώνεται.....	48
Εικόνα 31: Αναπαράσταση σταδιακής κωδικοποίησης μίας συμβολοσειράς με τη μέθοδο LZ77. Διακρίνονται οι τρεις δείκτες απόστασης, μεγέθους και νέου συμβόλου.....	49
Εικόνα 32: Αναπαράσταση δημιουργίας λεξικού σύμφωνα με την τεχνική LZ78. Για κάθε ακολουθία καταγράφεται η θέση όπου υπάρχει η προηγούμενη αναφορά της και το νέο σύμβολο.....	50
Εικόνα 33: Γράφημα διαφορετικών καμπύλων για την πρόβλεψη των δεδομένων από τα γειτονικά τους σημεία.....	53
Εικόνα 34: Αλγόριθμος κωδικοποίησης σημάτων από αισθητήρες με τη χρήση της τεχνικής SZ.....	53
Εικόνα 35: Μερική κωδικοποίηση ως προς τον αριθμό μηδέν και τη συχνότητα εμφάνισής του.....	56
Εικόνα 36: Κωδικοποίηση Δέλτα. Ένα σήμα εισέρχεται στο σύστημα και ως έξοδος παράγεται ένα σήμα που περιέχει τις διαφορές των διαδοχικών τιμών.....	57
Εικόνα 37: Σχεδίαση αρχιτεκτονικής του συστήματος.....	60
Εικόνα 38: HDL coder κατά τη διάρκεια της μεταροπής.....	63
Εικόνα 39: Αρχείο RTL για FIFO buffer. Διακρίνονται οι είσοδοι - έξοδοι του συστήματος και τα ενδιάμεσα στάδια για τον υπολογισμό των τελικών τιμών.....	65
Εικόνα 40: Προσωμοίωση FIFO μνήμης στο Modelsim. Διακρίνονται ο τρόπος που διαμορφώνονται οι κυματομορφές εξόδου ανάλογα με τις εισόδους του συστήματος.....	66
Εικόνα 41: Arduino Nano 33 BLE απεικόνιση και βασικά στοιχεία όπως αισθητήρες, LED, USB κλπ.....	68
Εικόνα 42: Στιγμιότυπο από τα δεδομένα του σήματος στη MATLAB και των δεδομένων που γίνονται pop από τον buffer του Arduino. Τα δεδομένα και στις δύο εφαρμογές ταυτίζονται, άρα το Arduino δέχεται και στέλνει σωστά στοιχεία.....	70
Εικόνα 43: Στιγμιότυπο από τη μεταφορά των δεδομένων στο κινητό. Στο πεδίο value φαίνεται η τιμή που έχει αποσταλεί από το Arduino Nano 33 BLE.....	71

Εικόνα 44: Διάγραμμα μείωσης της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta για τις μεταβάσεις από 0-1.....	75
Εικόνα 45: Διάγραμμα μείωσης της συνολικής κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta.....	75

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Πίνακας που περιέχει τους διάφορους τύπους PDU και το πότε χρησιμοποιούνται.....	42
Πίνακας 2: Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση για τις μεταβάσεις 0-1, της συνολικής κατανάλωσης και της μείωσης τους για τα κανάλια 1-10.....	73
Πίνακας 3: Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση για τις μεταβάσεις 0-1, της συνολικής κατανάλωσης και της μείωσης τους για τα κανάλια 11-23.....	73

1. Εισαγωγή και στόχος

1.1 Εισαγωγή

Όσα νοσήματα δεν θεραπεύονται με τα φάρμακα, θεραπεύονται με τις εγχειρήσεις· όσα δεν θεραπεύονται με τις εγχειρήσεις, θεραπεύονται με τις καυτηριάσεις· όσα, τέλος, δεν θεραπεύονται με τις καυτηριάσεις, πρέπει αναγκαστικά να θεωρούνται ανίατα». Στον αφορισμό του αυτόν ο πατέρας της Ιατρικής Ιπποκράτης αναφέρεται στη φύση των ασθενειών και στη θεραπεία των, εφόσον αυτή είναι εφικτή. Οι αφορισμοί του όπως έχουν καταγραφεί και διασώθηκαν, αποτέλεσαν την βάση της σύγχρονης Ιατρικής επιστήμης. Θα αποτελούσε όμως αστοχία αν ο άνθρωπος ως ανήσυχη οντότητα που είναι, δεν διεύρυνε τον ορίζοντα και δεν προχωρούσε ένα βήμα παραπέρα. Στην διερεύνηση αυτή, ο πανσθενής νους δημιούργησε με την πάροδο του χρόνου επιτεύγματα τα οποία οδήγησαν σε μια πολυσχιδή ανθοφορία της επιστημονικής έρευνας, σε τέτοιο σημείο μάλιστα, που να καθίσταται ικανή και αυτή η εξερεύνηση του, εν τω βάθει, εγκεφάλου.

Ως όργανο ο εγκέφαλος έχει τοποθετηθεί στην κορυφή του ανθρωπίνου πλάσματος και αποτελεί την οροφή στην οποία στεγάζονται και ελέγχονται, ως επί το πλείστον, οι αισθήσεις και πνευματικές λειτουργίες του οργανισμού. Σ 'αυτό το συγκεκριμένο και ιδιαίτερα σημαντικό μέρος του ανθρωπίνου σώματος επικεντρώνεται η εκπόνηση της παρούσας πτυχιακής εργασίας με στόχο να καταδείξει πόσο σημαντική είναι για την ποιότητα της ζωής των ασθενών οι οποίοι έχουν διαγνωσθεί να πάσχουν από επιληπτικές κρίσεις. Η ομαλή λειτουργία του εγκεφάλου και η διατήρηση αυτής της κατάστασης είναι προϊόν πολλών παραγόντων όπως παραδείγματι η μακρόχρονη πείρα και η ορθή πρακτική των ιατρών αλλά και η χρήση εξειδικευμένων μεθόδων ως και εργαλείων για την αρτιότερη και ακριβέστερη προσέγγιση του προβλήματος, αποκτώντας σαφέστερη πληροφόρηση περί των συμβάντων και λαμβάνοντας πληρέστερη εικόνα περί των συνθήκων υπό των οποίων διατελεί ο ασθενής.

Περί των μεθόδων και των εργαλείων διαχείρισης των κρίσεων αυτών και την λήψη πληροφοριών που παρέχονται από τις συσκευές αυτές προς επεξεργασία γίνεται λόγος στο παρόν πόνημα και ιδιαίτερα για την Σχεδίαση συστήματος κωδικοποίησης ηλεκτροεγκεφαλογραφικών δεδομένων από εμφυτεύσιμα DBS συστήματα για την χαμηλή κατανάλωση κατά την ασύρματη μετάδοσή τους. Στη προκειμένη περίπτωση ο ιατρός θα παρέχει την θεραπεία στον ασθενή και παράλληλα θα παρακολουθεί την δραστηριότητα του εγκεφάλου σε συνεργασία με τον πάσχοντα, ο οποίος θα σαρώνει την περιοχή του κρανίου, θα συλλέγει τις πληροφορίες, θα τις αποθηκεύει στον υπολογιστή και τέλος θα τις αποστέλλει στον θεράποντα ιατρό προς ενημέρωση και για τις περαιτέρω αναγκαίες ενέργειες. Μια απλή συσκευή μικρού μεγέθους, χαμηλού κόστους και με την ελάχιστη κατανάλωση ενέργειας αποτελεί την πρωτοπορία στην

επιστήμη της Βιοϊατρικής, ένα νέο όπλο στη φαρέτρα για την αντιμετώπιση προβλημάτων και την παροχή άνεσης και καλύτερου βιοτικού επιπέδου στον ασθενή.

Η εργασία αυτή διαρθρώνεται σε 8 ενότητες, αναπτύσσοντας σε όλη τη δομή της στοιχεία που αφορούν στο θέμα που αναλύεται και έχει ως εξής. Η πρώτη ενότητα αποτελεί εισαγωγικό σημείωμα προϋδεάζοντας για όσα ακολουθούν. Η δεύτερη ενότητα αναφέρεται στο θεωρητικό υπόβαθρο της εργασίας που έχει να κάνει με την επιληψία, τα είδη της ιατρικής τεχνολογίας με τα οποία διαγιγνώσκεται και αντιμετωπίζεται. Τρίτον συναντάται η ενότητα που σχετίζεται με τα υπάρχοντα υλοποιημένα συστήματα νευροδιέγερσης. Ακολουθεί η τέταρτη ενότητα με τα πρωτόκολλα επικοινωνίας. Στην πέμπτη ενότητα αναφέρονται τα πακέτα δεδομένων και οι τεχνικές κωδικοποίησης. Στην έκτη ενότητα υπάρχει η αρχιτεκτονική και οι απαιτήσεις του συστήματος μαζί με τις δύο αρχικές υλοποιήσεις. Στη συνέχεια, στην έβδομη ενότητα καταγράφεται η υλοποίηση σε επίπεδο Arduino και, κλείνοντας, στην τελευταία ενότητα παρουσιάζονται η αξιολόγηση, τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα της όλης προσπάθειας.

1.2 Στόχος και σκοποί

Στα σημερινά συστήματα νευροδιέγερσης η επικοινωνία του ενδοκρανιακού συστήματος καταγραφής και καταστολής των εγκεφαλικών ηλεκτρικών ανωμαλιών με το κεντρικό σύστημα αποθήκευσης των πληροφοριών επιτυγχάνεται με τη διαμεσολάβηση μιας συσκευής, η οποία λαμβάνει και αποστέλλει τα εγκεφαλικά σήματα. Η συσκευή, αυτή, λαμβάνει με ασύρματη τεχνολογία, βασισμένη στο RF πρωτόκολλο, τις καταγραφές και τις αποστέλλει ενσύρματα στον υπολογιστή του ασθενούς προκειμένου στη συνέχεια να φορτωθούν σε μία βάση δεδομένων στην οποία έχει πρόσβαση ο ειδικός ιατρός. Στόχος, λοιπόν, της εκπόνησης αυτής της εργασίας είναι η μελέτη και η εξέλιξη του συστήματος αποστολής έτσι ώστε να μη χρειάζεται η χειρωνακτική παρέμβαση του ασθενούς. Έως τώρα καλείται κάθε φορά να σαρώνει ο ίδιος την περιοχή στην οποία βρίσκεται το εμφύτευμα, ενώ στη δεδομένη περίπτωση η μεταφορά των δεδομένων θα γίνεται αυτόματα κάθε φορά που ο ασθενής θα βρίσκεται εντός εμβέλειας του υπολογιστή του, επιτυγχάνοντας μεγαλύτερη ροή πληροφοριών από τον εγκέφαλο.

Ο σκοπός του συγκεκριμένου πονήματος είναι η έρευνα των μεθόδων συμπίεσης φυσιολογικών δεδομένων και η υιοθέτηση της τεχνικής εκείνης που δε θα υποβιβάζει την ποιότητα των σημάτων και δε θα απαιτεί μεγάλη ενεργειακή κατανάλωση. Συνεχίζοντας, τα συμπιεσμένα δεδομένα πρέπει να αποθηκευτούν κάπου προσωρινά μέχρι να μεταφερθούν, οπότε απαιτείται η διαμόρφωση και η οργάνωση της μνήμης για την εύκολη εύρεση και πρόσβαση στην αποθηκευμένη πληροφορία. Ολοκληρώνοντας, τελευταίο βήμα είναι η ενσωμάτωση εκείνου του πρωτοκόλλου που

θα επιτρέψει στη συσκευή να μεταδίδει ασύρματα και αναλλοίωτα τα εγκεφαλικά δεδομένα.

2. Επιληψία

2.1 Εισαγωγή

Στην ενότητα που ακολουθεί γίνεται προσπάθεια κατανόησης του θεωρητικού υπόβαθρου της ασθένειας στην οποία εφαρμόζεται το σύστημα που πρόκειται να δημιουργηθεί. Ειδικότερα, παρουσιάζεται ο ορισμός της επιληψίας και των επιληπτικών κρίσεων που αποτελούν το γνωστότερο σύμπτωμα των επιληπτικών ασθενών. Στη συνέχεια, αναφέρονται οι τύποι στους οποίους διακρίνεται και οι μέθοδοι με τις οποίες αντιμετωπίζονται τα επιληπτικά επεισόδια και αξιολογούνται η έκταση και η σοβαρότητα των κρίσεων. Στο τέλος της συγκεκριμένης ενότητας αναλύονται οι λόγοι για τους οποίους καταλήγει ένας ασθενής σε χειρουργική επέμβαση και τα είδη αυτών των παρεμβάσεων, στα οποία κατατάσσεται και το θέμα του παρόντος πονήματος.

2.2 Ορισμός επιληψίας και κατηγορίες επιληπτικών κρίσεων

Ο πατέρας της Ιατρικής Ιπποκράτης καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ασκώντας το ύψιστο λειτούργημα της Ιατρικής και της συναντίληψης του προς τον άνθρωπο διατύπωσε πολύ απλά ότι “Ο βίος βραχύς, ή δὲ τέχνη μακρὴ, ὁ δὲ καιρὸς ὀξύς, ἡ δὲ πείρα σφαλερὴ, ἡ δὲ κρίσις χαλεπὴ. Δεῖ δὲ οὐ μόνον ἑαυτὸν παρέχειν τὰ δέοντα ποιοῦντα, ἀλλὰ καὶ τὸν νοσέοντα, καὶ τοὺς παρεόντας, καὶ τὰ ἔξωθεν.” (Η ανθρώπινη ζωή είναι σύντομη, η επιστήμη ατέλειωτη, ο χρόνος λίγος, η πείρα λαθεμένη και η απόφαση γεμάτη ευθύνες. Είναι λοιπόν ανάγκη όχι μόνο ο ίδιος ο γιατρός να παρέχει στον άρρωστο αυτά που πρέπει, αλλά επίσης απαιτείται και η συνεργασία του αρρώστου και του οικογενειακού του περιβάλλοντος και επιπρόσθετα να υφίστανται και πρόσφορες συνθήκες). Είναι όντως γεγονός ότι μπορεί η ανθρώπινη ζωή να είναι σύντομη αλλά η επιστήμη πλέον εκτείνεται και εξελίσσεται ατελείωτα, καθώς έχει διεισδύσει σε απύθμενα νερά και βάθη γνώσεως. Πόσο μάλλον όταν η επιστήμη της ιατρικής ασχολείται σήμερα με το πιο ευαίσθητο και σπουδαιότερο σημείο του σώματος, τον εγκέφαλο, όπου εδράζεται το κεντρικό νευρικό μας σύστημα. Αφού, λοιπόν, αναφέρθηκε ο εγκέφαλος ευθύς εξαρχής θα γίνει περιγραφή μίας νόσου που έχει να κάνει με μία δυσλειτουργία του, την κοινώς γνωστή σε όλους Επιληψία.

Με τον όρο επιληψία εννοείται η κατάσταση στην οποία καταλήγει ένας ασθενής έπειτα από χρόνιες επαναλαμβανόμενες εγκεφαλικές διαταραχές, εκδηλούμενες με παροξυσμικές κρίσεις που χαρακτηρίζονται από ξαφνικά ξεσπάσματα, σπασμούς ή ακόμα και ψευδαισθήσεις. Άξιο αναφοράς είναι το γεγονός ότι μια επιληπτική κρίση δε προϋποθέτει κάποιο επιληπτικό παθολογικό αίτιο. Για να κατανοήσουμε βαθύτερα τι είναι επιληψία θα πρέπει να γίνει διάκριση και αρχικά να προσδιοριστεί ποια είναι η έννοια της επιληπτικής κρίσης. Ξεκινώντας από το γεγονός ότι 1/10 ανθρώπους είναι

δυνατόν να παρουσιάσει στη ζωή του μία τέτοια κρίση δίχως απαραίτητα να ανήκει στους πάσχοντες από επιληψία, ως επιληπτική κρίση δύναται να χαρακτηριστεί μία στιγμιαία αποδιοργάνωση της εγκεφαλικής δραστηριότητας εξαιτίας των μη φυσιολογικών εκφορτίσεων των εγκεφαλικών νευρώνων. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας η επιληψία έχει χαρακτηριστεί ως “μία χρόνια μη συμβατή ασθένεια του εγκεφάλου” που εκδηλώνεται ετησίως σε 5 εκατομμύρια ανθρώπους ανά τον κόσμο και συγκεκριμένα έχει παρατηρηθεί ότι σε χώρες που ευημερούν οικονομικά το ποσοστό των νέων περιστατικών είναι 49/100.000, ενώ σε περιοχές που βρίσκονται σε οικονομική ύφεση παρατηρείται αύξηση της τάξεως 183.673% (139/100.000), συγκεντρώνοντας το 80% των πασχόντων. Συνολικά, γύρω στα 50 εκ. ανθρώπων ανά την υφήλιο πάσχουν από επιληψία, διακρίνοντας την ως μία από τις πιο διαδεδομένες νευρολογικές ασθένειες παγκοσμίως. Από αυτούς υπολογίζεται ότι το 70% θα ήταν δυνατόν να βιώνουν λιγότερες ή καθόλου κρίσεις εάν είχε αξιολογηθεί εγκαίρως η κατάστασή τους και είχαν αντιμετωπιστεί ορθώς [1]. Πριν δημιουργηθεί πανικός σε περίπτωση που συμβεί κάποια κρίση θα ήταν εύλογο να επισημανθεί ότι υπάρχουν καταγεγραμμένα στοιχεία τα οποία υποδηλώνουν την οντότητα της κατάστασης αυτής:

Σπασμοί των άκρων

- Προσωρινή απώλεια συνείδησης
- Ασυνήθιστη συμπεριφορά
- Χαλάρωση των σφικτήρων
- Μούδιασμα
- Οπτικές και ακουστικές διαταραχές
- Επιληπτική αύρα: αισθήματα ναυτίας και φόβου [2].

Ειδικότερα, αναφορικά ως προς την έναρξη των επιληπτικών κρίσεων διακρίνονται, αν και οι ειδικοί αναδιατάσσουν του τύπους τους, σε δύο βασικές κατηγορίες:

- Γενικευμένες επιληπτικές κρίσεις (Primary Generalized Seizures).
 - A. Αφαιρετικές (Absence seizures): Εμφανίζονται κυρίως στις παιδικές ηλικίες και εκδηλώνονται με ανεπαίσθητες σωματικές κινήσεις, απλανές βλέμμα, βλεφάρισμα και στοματικές κινήσεις.
 - B. Τονικές (Tonic seizures): Εκδηλώνονται με μυϊκές κράμπες στη μέση και στα άκρα που προκαλούν δυσκινησία με αποτέλεσμα την αστάθεια.
 - C. Ατονικές (Atonic seizures): Απώλεια ελέγχου των μυών και κατάπτωση.
 - D. Κλονικές (Clonic seizures): Επαναλαμβανόμενες ή ρυθμικές μυϊκές συσπάσεις που επηρεάζουν το λαιμό και τα άκρα.
 - E. Μυοκλονικές (Myoclonic seizures): Παρουσιάζονται συσπάσεις στα άκρα.
 - F. Τονικοκλονικές (Tonic-clonic seizures): Σοβαρότερης μορφής επιληπτικές κρίσεις που προκαλούν ξαφνική απώλεια συνείδησης, σπασμούς, απώλεια ελέγχου των σφικτήρων και τραυματισμούς στη γλώσσα [2,3].
- Εστιακές επιληπτικές κρίσεις (Partial Seizures).

- A. Απλή εστιακή επιληπτική κρίση, κατά τη διάρκεια της οποίας δεν υπάρχει απώλεια της συνείδησης αλλά μεταβάλλονται τα αισθήματα και ο τρόπος αντίληψης των αισθήσεων. Παράλληλα, μπορεί να προκληθούν συσπάσεις στα άκρα, αίσθημα μουδιάσματος, ζαλάδα και οπτικές διαταραχές.
- B. Σύνθετη εστιακή επιληπτική κρίση, κατά τη διάρκεια της οποίας παρουσιάζεται απώλεια συνείδησης και προσοχής που εκδηλώνονται με τον αποπροσανατολισμό, κινητική δυσλειτουργία, μη ανταπόκριση στο περιβάλλον και εμφάνιση επαναλαμβανόμενων κινήσεων όπως ξύσιμο των χεριών, περιστροφικές κινήσεις κ.λπ. [2,3].

Η διαφορά μεταξύ των δύο κατηγοριών εστιάζεται στο μέρος του εγκεφάλου που απορρυθμίζεται. Στις μεν γενικευμένες συμμετέχει όλος ο εγκέφαλος και τα δύο μέρη του, αριστερό και δεξί, ενώ στις εστιακές όπως προδίδει η ονομασία τους εστιάζονται σε ένα μέρος αυτού [2,4]. Επιπλέον οι γενικευμένες είναι πιθανότερο να προέρχονται από γενετικά και κληρονομικά αίτια, σε αντίθεση με τις εστιακές κρίσεις οι οποίες οφείλονται σε ατυχήματα και ασθένειες. Γενικά, όμως, τα αίτια των επιληπτικών κρίσεων που έχουν επισημανθεί είναι :

- κρανιακούς τραυματισμούς/ κακώσεις
- εγκεφαλικές μολύνσεις και ασθένειες
- καρκινικούς όγκους
- εγκεφαλικές αιμορραγίες
- ρήξη ανευρύσματος
- εγκεφαλικά αποστήματα
- μεταβολικές ή ηλεκτρολυτικές διαταραχές
- εκφυλιστικές παθήσεις
- πολλαπλή σκλήρυνση
- κατάχρηση αλκοόλ ή απότομη στέρηση σε περιπτώσεις αλκοολισμού
- χρήση ναρκωτικών ουσιών
- παρενέργεια φαρμακευτικής αγωγής
- υψηλός πυρετός
- σπραγγώδες αιμαγγείωμα
- εγκεφαλικά επεισόδια.

Ωστόσο, τις περισσότερες φορές τα αίτια παραμένουν απροσδιόριστα [2,4].

Κατά την εμφάνιση μίας ασθένειας, για να οριστεί το είδος της νόσου του πάσχοντα, είναι αναγκαία η ψηλάφηση, δηλαδή η διερεύνηση στοιχείων που θα προσανατολίσουν τη διάγνωση. Στην περίπτωση των εγκεφαλικών διαταραχών μέθοδοι διάγνωσης αποτελούν τα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EGG), τα οποία μετρούν την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου, οι τομογραφίες (CT) για την ανίχνευση και απεικόνιση καρκινικών όγκων και αιμορραγιών και κακώσεων [3], οι μαγνητικές τομογραφίες

(MRI) για την ευκρινέστερη παρατήρηση των οστών και των μαλακών ιστών του σώματος [5].

2.3 Αντιμετώπιση επιληψίας

Ως προς τη διάγνωση και την αντιμετώπιση της επιληψίας απαιτείται η συνεργασία ενός συνόλου επιστημόνων εξειδικευμένων και ικανών να ανταπεξέλθουν στις δυσκολίες που συνεχώς προβάλλονται σε επισυμβαίνουσα κρίση επιληψίας λόγω της ποικιλίας των αιτιών που τις προκαλούν. Είναι γεγονός ότι δεν έχει διατυπωθεί κάποια συγκεκριμένη μέθοδος θεραπείας, όπως θα οριζόταν η θεραπεία της ιλαράς ή της μηνιγγίτιδας, αλλά στηριζόμενοι στην επιστημοσύνη των ειδικών που θα αναφερθούν κατωτέρω επιτυγχάνεται μία ικανή αξιολόγηση των περιστατικών και, συνάμα, παρέχεται η περίθαλψη και η εξασφάλιση μιας καλής ποιότητας και ομαλής καθημερινής ζωής για τους πάσχοντες. Συνοπτικά, οι ειδικότητες που ασχολούνται με την περίθαλψη που αφορά στην επιληψία είναι:

- Ειδικοί επιληπτολόγοι για ενήλικους ή για παιδιά
- Νοσηλεύτριες/ευτές ειδικά εκπαιδευμένοι
- Νευροχειρουργοί
- Τεχνικοί για τα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα
- Κλινικοί νευροψυχολόγοι
- Ψυχίατροι
- Νευροραδιολόγοι
- Ραδιολόγοι Πυρηνικής Ιατρικής
- Διαιτολόγοι
- Νοσηλεύτριες/ευτές με ειδικότητα στις νευροεπιστήμες

Τα εξειδικευμένα αυτά στελέχη της παροχής υγείας διενεργώντας την απαιτούμενη μέθοδο αντιμετώπισης παράλληλα με την καταγραφή των αιτιών ή των συμπτωμάτων συντελούν στη διερεύνηση εις βάθος της ασθένειας, καθώς βρίσκονται σε επαφή μαζί τους και βιώνουν τις εξάρσεις και αποτελούν πηγή πληροφοριών [4].

Όσον αφορά τους τρόπους αντιμετώπισης της επιληψίας υπάρχουν τρεις βασικές προσεγγίσεις, οι οποίες εφαρμόζονται ανάλογα με τη σοβαρότητα των επιληπτικών επεισοδίων από τα οποία πάσχει ο ασθενής. Αρχικά, ως πρώτη μέθοδο αναφέρεται η χορηγία φαρμακευτικής αγωγής και συγκεκριμένα αντιεπιληπτικών φαρμάκων (AEDs) που αποτελεί τον άμεσο και επικρατέστερο τρόπο θεραπείας για ασθενείς που υποφέρουν από πολλαπλές κρίσεις. Ειδικότερα, η αντιεπιληπτική αγωγή χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της εγκεφαλικής λειτουργίας, μειώνοντας την πιθανότητα αποστολής πολλών και άτακτων εγκεφαλικών σημάτων, επιδρώντας στα συμπτώματα της ασθένειας και όχι στα αίτια που την προκαλούν. Το ποσοστό ελέγχου

των κρίσεων και βελτίωσης της καθημερινότητας των ασθενών στους οποίους χορηγούνται αντιεπιληπτικά φάρμακα είναι περίπου 70%, αλλά αυτό δε σημαίνει ότι ενδείκνυται η χορήγησή τους σε όλες τις περιπτώσεις. Για παράδειγμα, σε ασθενείς, που δεν πάσχουν από πολλαπλές κρίσεις και παρουσιάζουν χαμηλή πιθανότητα εμφάνισης επιληπτικού επεισοδίου, παρέχεται η δυνατότητα αποφυγής λήψης αντιεπιληπτικών. Για την επιλογή του κατάλληλου φαρμάκου συντρέχουν ποικίλοι παράγοντες όπως τα χαρακτηριστικά του ασθενούς (ηλικία και φύλο), ο τύπος και η σοβαρότητα της επιληψίας, η ύπαρξη άλλων υποκείμενων νοσημάτων ή παρενεργειών και το κόστος της αγωγής [4].

Ο δεύτερος τρόπος αντιμετώπισης σχετίζεται με την προσαρμογή της διατροφής των ασθενών. Η εφαρμογή κατάλληλου διαιτολογίου συναντάται στις παιδικές ηλικίες, σε παιδιά με εστιακή επιληψία ανθεκτική στη φαρμακευτική αγωγή που, όμως δε χρήζει επεμβατικού ελέγχου. Μία από τις δύο συχνότερα ακολουθούμενες δίαιτες είναι η κετογονική (ketogenic diet) που αρχίζει ενδονοσοκομειακά και κατά την οποία καταναλώνονται τροφές με υψηλή περιεκτικότητα σε λίπη, επαρκή περιεκτικότητα σε πρωτεΐνες και χαμηλό ποσοστό υδατανθράκων με αναλογία 3-4:1:1 (για κάθε 3-4 γραμμάρια λίπους αναλογούν 1 γραμμάριο πρωτεϊνών και 1 γραμμάριο υδατανθράκων). Το χαμηλό ποσοστό υδατανθράκων, οι οποίοι αποτελούν το βασικό καύσιμο του οργανισμού από όπου αντλεί την ενέργειά για να καλύψει τις ανάγκες του, οδηγεί στην αύξηση της καύσης των κετονών. Οι κετόνες είναι οργανικές ενώσεις που παράγονται από την καύση των λιπών, ανιχνεύονται μέσω βιοχημικών εξετάσεων αίματος και ούρων ή μέσω της αναπνοής και σχετίζονται με τον αποτελεσματικό έλεγχο των επιληπτικών κρίσεων. Παλαιότερα, για την μεταβολή των διατροφικών συνηθειών του ασθενώς εφαρμοζόταν επιβλεπόμενη αυστηρή νηστεία 18-24 ωρών για την απότομη έναρξη της παραγωγής των κετονών. Ωστόσο, σήμερα σε πολλές κλινικές η μέθοδος αυτή έχει πάψει να συνίσταται. Η εφαρμογή κατάλληλου διαιτολογίου έχει δείξει ότι περίπου για τους μισούς πάσχοντες έχει παρουσιαστεί μείωση 50% των επιληπτικών κρίσεων, ενώ 10%-15% των ασθενών παύουν να παρουσιάζουν επιληπτικές κρίσεις [4,6].

Διατροφή χαμηλής περιεκτικότητας σε υδατάνθρακες είναι και η δίαιτα Atkins, η οποία είναι λιγότερο περιοριστική από την κετογονική και μπορεί να ακολουθηθεί εξωνοσοκομειακά με την παρακολούθηση του ειδήμονα ιατρού. Δημιουργήθηκε από την παρατήρηση των ασθενών που έπαψαν να είναι τόσο αυστηροί με την τήρηση των κανόνων της κετογονικής διατροφής και οι οποίοι συνέχισαν να παρουσιάζουν υψηλά ποσοστά κετονών και συνάμα χαμηλή πιθανότητα εμφάνισης επιληπτικών κρίσεων. Ασθενείς που ακολουθούν αυτή τη διατροφή δεν περνούν από το στάδιο της επιβλεπόμενης νηστείας, δε χρειάζεται να μετρούν τις ποσότητες των λιπών ή των πρωτεϊνών που λαμβάνουν ημερησίως και δεν υπάρχει περιορισμός στην κατανάλωση υγρών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η ημερήσια πρόσληψη θερμίδων ενός πάσχοντα να

αποτελείται από 35% πρωτεΐνες, ενώ στην κετογονική το 90% των θερμίδων προέρχεται μόνο από τα λίπη. Αν και διατηρεί τον περιορισμό στην κατανάλωση υδατανθράκων, λόγω της σχετικής της ελευθερίας, εξετάζεται η αποτελεσματικότητα της συγκεκριμένης διατροφής σε υποανάπτυκτες χώρες όπου δεν δύναται να εφαρμοστεί η κετογονική δίαιτα σε ασθενείς. Γενικά, έχει παρατηρηθεί ότι, όπως και στην κετογονική, οι μισοί ασθενείς που τρέφονταν σύμφωνα με τους κανόνες της δίαιτας Atkins παρουσίασαν ελάττωση της τάξεως του 50%. Κάποιοι, μάλιστα, κατάφεραν να μειώσουν ακόμα και τη φαρμακευτική τους αγωγή [4,6].

Ωστόσο, θα έπρεπε να σημειωθεί και να εστιαστεί η προσοχή στο γεγονός ότι τόσο οι φαρμακευτικές αγωγές όσο και οι δίαιτες (κετογονική και Atkins) που αναφέρθηκαν δεν αποτελούν κανόνα και πάντα θα πρέπει να ληφθεί στα υπόψιν ότι η αποτυχία των προαναφερθεισών μεθόδων ίσως είναι αναπόφευκτη. Για αυτούς του λόγους οι ειδικοί ερευνητές έχουν εισαγάγει έναν άλλο τρόπο αντιμετώπισης της επιληψίας, τη νευροχειρουργική επέμβαση. Αυτή η μετάβαση από την μη επεμβατική στην επεμβατική λύση επιτυγχάνεται βαθμηδόν, ακολουθώντας μία σειρά από βήματα τα οποία συμβάλλουν στην ορθή αξιολόγηση του περιστατικού. Εν ολίγοις, για να αποκτηθεί μία εικόνα των αιτιών θα πρέπει να διενεργηθεί κάποιας μορφής έλεγχος για τη νευροαπεικόνιση. Συνίσταται η χρήση MRI, CT scanners, μαγνητοεγκεφαλογραφίας (MEG) και ποζιτρονικών τομογράφων (PET) [4]. Από τη στιγμή που αποφασιστεί να γίνει επέμβαση, ο θεράπων ιατρός, βάσει των δεδομένων που θα λάβει από τη αξιολόγηση με κάποια από τις προαναφερθείσες μεθόδους, καλείται να επιλέξει τη πιο δόκιμη επεμβατική αντιμετώπιση. Εκτενέστερα οι μέθοδοι αξιολόγησης και οι επεμβατικές τεχνικές θα αναφερθούν στα επόμενα κεφάλαια.

2.4 Φάσεις και εργαλεία αξιολόγησης

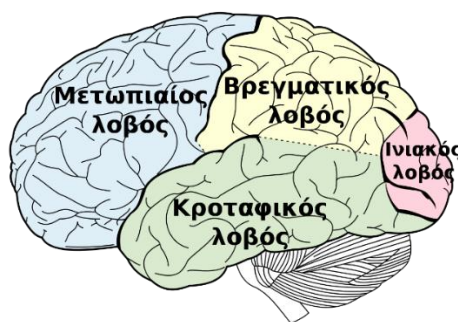
2.4.1 Πρώτη φάση αξιολόγησης περιστατικού με μη επεμβατικές μεθόδους

Στο στάδιο αυτό περιλαμβάνονται οι μη επεμβατικές τεχνικές αξιολόγησης της σοβαρότητας των επιληπτικών κρίσεων σε έναν ασθενή. Οι παρακάτω τεχνικές αφορούν κυρίως τη χρήση της κατάλληλης ιατρικής τεχνολογίας για τη μέτρηση των εγκεφαλικών λειτουργιών και ενδείκνυνται ύστερα από την παραίτηση του θεράποντος ιατρού. Αυτό δεν συνεπάγεται την εφαρμογή όλων των τεχνικών σε έναν επιληπτικό ασθενή, αλλά μόνο όσων ο γιατρός κρίνει απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν για τη συγκεκριμένη περίπτωση.

2.4.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφος (EEG)

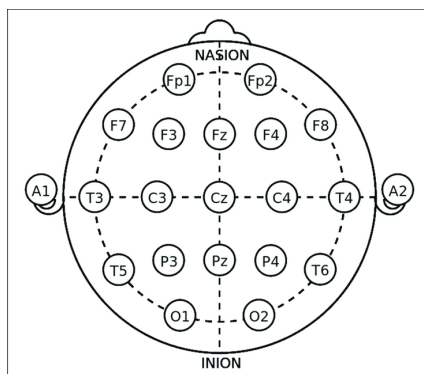
Ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος είναι μία συσκευή μέτρησης των ηλεκτρικών εγκεφαλικών σημάτων με τη χρήση ηλεκτροδίων που τοποθετούνται πάνω στο κρανίο. Μία ευρέως διαδεδομένη μέθοδος τοποθέτησης ηλεκτροδίων είναι το σύστημα 10-20 όπου συνολικά 21-74 ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις και αποστάσεις. Οι αποστάσεις υπολογίζονται από το 10% ή το 20% της συνολικής απόστασης από το πρόσθιο μέρος του κρανίου μέχρι πίσω ή από τη δεξιά μεριά μέχρι την αριστερή, αντίστοιχα. Οι θέσεις που τοποθετούνται εξαρτώνται από τον εγκεφαλικό λοβό και το ημισφαίριο στο οποίο εφάπτονται. Οι εγκεφαλικοί λοβοί είναι:

1. Ο μετωπιαίος (frontal)
2. Ο βρεγματικός (parietal)
3. Ο κροταφικός (temporal)
4. Ο ινιακός (occipital)



Εικόνα 1: Εγκεφαλικοί λοβοί [7].

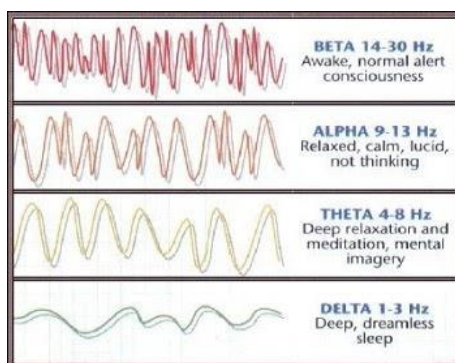
Κάθε ηλεκτρόδιο λαμβάνει το όνομα του από τη θέση του (F: μετωπιαίο, P: βρεγματικό, T: κροταφικό, O: ινιακό και C: κέντρο) και από τους αριθμούς που αντιστοιχούν στο ημισφαίριο (2,4,6,8 για δεξιό ημισφαίριο και 1,3,5,7 για αριστερό ημισφαίριο) [8].



Εικόνα 2: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20 [9].

Είναι μία ανώδυνη και ασφαλής μέθοδος καταγραφής των κυματομορφών που εκφράζουν την εγκεφαλική δραστηριότητα, η οποία εκδηλώνεται μέσω των ηλεκτρικών φορτίων που παράγονται από τα νευρικά κύτταρα του εγκεφάλου, και χρησιμεύει στη διάγνωση των νευρολογικών διαταραχών όπως είναι η επιληψία [6]. Οι κυματομορφές αυτές που ονομάζονται και εγκεφαλικοί ρυθμοί διακρίνονται σε τέσσερις κατηγορίες ανάλογα με τις ζώνες συχνοτήτων στις οποίες συναντώνται:

- A. Ρυθμός α: Αφορά συχνότητες 8-12Hz και παρατηρείται στην περιοχή του ινιακού λοβού σε άτομα που δεν κοιμούνται αλλά βρίσκονται σε κατάσταση χαλάρωσης με κλειστά μάτια.
- B. Ρυθμός β: Αφορά συχνότητες 13-30Hz και παρατηρείται στις μετωπιαίες και κεντρικές εγκεφαλικές περιοχές σε άτομα που είναι σε κατάσταση εγρήγορσης.
- C. Ρυθμός δ: Αφορά συχνότητες 0.5- 4Hz, εμφανίζεται στους μετωπιαίους και κεντρικούς εγκεφαλικούς λοβούς και αυξάνεται όταν ο υπό εξέταση ασθενής βρίσκεται σε κατάσταση βαθύ ύπνου.
- D. Ρυθμός θ: Αφορά συχνότητες 4-7Hz και συναντάται έντονα στα πρώιμα στάδια του ύπνου, κυρίως στις μετωπιαίες και κεντρικές περιοχές του εγκεφάλου [10].



Εικόνα 3: Απεικόνιση των εγκεφαλικών ρυθμών [11].

Η επιληψία όπως και άλλες εγκεφαλικές παθήσεις ή τραύματα (καρκίνος, εγκεφαλικό επεισόδιο κ.λπ.) προκαλούν συγκεκριμένες ηλεκτρικές διακυμάνσεις οι οποίες μπορούν να καταγραφούν και να μελετηθούν από τον υπεύθυνο νευροφυσιολόγο [12]. Οι κυματομορφές που παρατηρούνται στα ηλεκτροεγκεφαλογράφηματα επιληπτικών ατόμων παρουσιάζουν συγκεκριμένες εκφορτίσεις που έχουν τη μορφή αιχμών (spikes), βραχέων κυμάτων (sharp waves) και αιχμών και κυμάτων (spikes-and-waves). Οι απότομες και άτακτες αυτές μεταβολές καλούνται συνήθως ανωμαλίες επιληπτικών μορφών ή επιληπτικά κύματα και μπορούν να εντοπιστούν είτε εστιακά είτε γενικευμένα σε όλο το κρανίο. Στην πρώτη περίπτωση δύναται ο προσδιορισμός τη θέσης από την οποία προκαλούνται οι κρίσεις με την εμφάνιση βαθέων κυμάτων ή αιχμών από μία συγκεκριμένη περιοχή. Στη δεύτερη συναντώνται κυρίως αιχμές και κύματα, τα οποία προκαλούνται από την ταυτόχρονη παραγωγή επιληπτικών κυμάτων από τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια [6].



Εικόνα 4: Απεικόνιση επιληπτικών κυματομορφών. Α: αιχμές (spikes) Β: βαθιά κύματα (sharp waves) C: αιχμές και κύματα (spikes-and-waves) [13].

2.4.3 Video - EEG

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως με την ηλεκτροεγκεφαλογραφία καταγράφονται οι μεταβολές των εγκεφαλικών δυναμικών και έτσι διευκολύνεται ο εντοπισμός και η διάγνωση ασθενειών που παράγουν προβληματικές κυματομορφές. Ωστόσο, σε ορισμένες περιπτώσεις εκτός από τη μέτρηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας απαιτείται η ταυτόχρονη καταγραφή των επιληπτικών κρίσεων. Ο συνδυασμός των συλλεγόμενων βίντεο με τα EEG σήματα, βοηθά στην ενδελεχή ανάλυση και κατανόηση των επιληπτικών περιστατικών και στον εντοπισμό των αιτιών τους μέσα στο κρανίο, καθότι παρέχεται η δυνατότητα παρατήρησης της σωματικής δραστηριότητας καθ' όλη τη διάρκεια της κρίσης. Δεν είναι μία σύντομη διαδικασία, διότι οι ασθενείς καλούνται να εισαχθούν μέρες πριν στο νοσοκομείο για την ακριβή και ποιοτική καταγραφή των κρίσεων τους, ώστε ο υπεύθυνος ειδικός επιληπτολόγος

να λάβει ορθές αποφάσεις και να κατευθύνει τη συνέχεια της περίθαλψης του επιληπτικού ατόμου [4].

2.4.4 Μαγνητικός τομογράφος

Η μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging - MRI) είναι ένα διαγνωστικό εργαλείο απεικόνισης των ανατομικών και φυσιολογικών δομών και συστημάτων του σώματος με τη χρήση μαγνητικού πεδίου. Οι εικόνες παράγονται από την αλληλεπίδραση των ραδιοκυμάτων, που παράγονται από το συνδυασμό του μαγνήτη με τα πηνία, με τα υδρογόνα του ασθενούς και είναι τόσο ακριβείς ώστε να μπορούν να απεικονίσουν τις εγκεφαλικές δομές (<https://affidea.gr/ypiresia/magnitiki-tomografia/>). Στην περίπτωση της επιληψίας η μαγνητική τομογραφία αξιοποιείται για τον εντοπισμό καρκινικών όγκων και αρτηριοφλεβικών δυσπλασιών που μπορούν να πυροδοτούν την έναρξη επιληπτικών κρίσεων. Επιπλέον, με την MRI παρέχεται ένας ακόμα έλεγχος αξιολόγησης του επιληπτικού τύπου από τον οποίο πάσχει ο ασθενής καθώς, από τη στιγμή που μπορούν να αναπαρασταθούν οι εγκεφαλικές βλάβες, αποφεύγονται λάθη ταξινόμησης. Δηλαδή, είναι δυσκολότερο να υπάρξει σύγχυση μεταξύ ενός γενικευμένου και ενός εστιακού περιστατικού, αφού από τη στιγμή που βρεθεί μία συγκεκριμένη δυσπλασία, τότε το περιστατικό κατηγοριοποιείται σύμφωνα με τα κριτήρια των εστιακών κρίσεων. Τέλος, η μαγνητική εφαρμόζεται για τον καθορισμό της επεμβατικής προσέγγισης και την ποσότητα του ιστού που θα αφαιρεθεί όταν αυτό κριθεί απαραίτητο. Αν, για παράδειγμα, βρεθεί μία αγγειακή δυσπλασία όπως ένα αιμαγγείωμα, τότε ο ιατρός γνωρίζει εκ των προτέρων ότι πρέπει να ακολουθήσει επεμβατική αντιμετώπιση, ενώ αν έβρισκε κάποια δυσμορφία του εγκεφαλικού φλοιού τότε η επέμβαση θα κρινόταν μη αποτελεσματική. Επομένως, η σωστή και προσεκτική παρατήρηση και αξιολόγηση των εγκεφαλικών δομών ή των ανωμαλιών που παρουσιάζουν συνεπικουρεί στο να παρθούν σημαντικές αποφάσεις για τον τύπο της αντιμετώπισης που θα ακολουθηθεί για ένα συγκεκριμένο ασθενή [6].

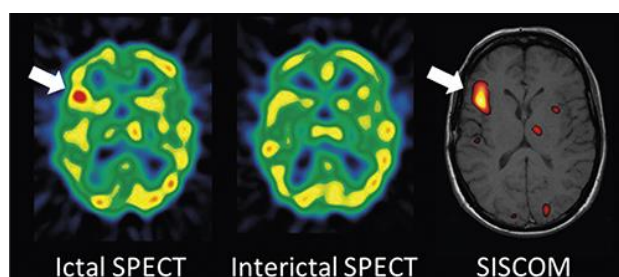
2.4.5 Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων

Η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (Positron emission tomography -PET) είναι μία απεικονιστική μέθοδος κατά την οποία χορηγείται ενδοφλέβια μία ουσία στον ασθενή για τον προσδιορισμό των λειτουργιών των ιστών και των οργάνων τα οποία εξετάζονται [14]. Ανήκει στον τομέα της πυρηνικής Ιατρικής στην οποία εξετάζεται η φυσιολογική λειτουργία του οργανισμού με τη χρήση ειδικά επισημασμένων ουσιών που καλούνται ραδιοφάρμακα [15]. Όσον αφορά στην επιληψία, το PET χρησιμεύει στην καταγραφή της μεταβολικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, απεικονίζοντας την κατανάλωση του οξυγόνου και της γλυκόζης στους εγκεφαλικούς

ιστούς. Πραγματοποιείται συνήθως την περίοδο μεταξύ δύο κρίσεων και βοηθάει στον εντοπισμό του σημείου από το οποίο πηγάζουν τα προβλήματα [6]. Στο εστιακό αυτό σημείο παρατηρείται χαμηλή μεταβολική δραστηριότητα στο διάστημα που δεν παρουσιάζονται κρίσεις, ενώ ο μεταβολικός ρυθμός του αυξάνεται όταν ο ασθενής παρουσιάσει κάποιο επιληπτικό επεισόδιο [4].

2.4.6 Υπολογιστική τομογραφία μονού φωτονίου

Η υπολογιστική τομογραφία μονού φωτονίου (Single photon emission computed tomography - SPECT) ανήκει και αυτή στον τομέα της Πυρηνικής Ιατρικής, κατά την οποία χρησιμοποιούνται ραδιενεργές ουσίες για τον προσδιορισμό της φυσιολογικής λειτουργίας των οργάνων [3]. Συγκεκριμένα, στον τομέα της επιληπτικής αξιολόγησης συμβάλλει στην μέτρηση της αιματικής εγκεφαλικής ροής. Κατά τη διάρκεια μίας επιληπτικής κρίσης οι περιοχές του εγκεφάλου από τις οποίες προέρχεται εμφανίζουν αύξηση της ροής του αίματος. Οπότε, η ραδιενεργή ουσία επισήμανσης, εφόσον χορηγηθεί, επικάθεται περισσότερο στις περιοχές όπου η ροή είναι μεγάλη, με αποτέλεσμα την ευκρινέστερη απεικόνιση των συγκεκριμένων σημείων [6]. Για τον ακριβή εντοπισμό της θέσης από όπου πυροδοτούνται οι κρίσεις πραγματοποιούνται δύο μετρήσεις. Η πρώτη μέτρηση συμβαίνει κατά τη διάρκεια ενός επεισοδίου, στην οποία η ενδοφλέβια χορηγία της ουσίας επισήμανσης συμβαίνει από εξειδικευμένο προσωπικό στη μονάδα επιληπτικών μετρήσεων (Epileptic Monitoring Unit- EMU). Οι εικόνες που συλλέγονται από αυτή τη μέτρηση συνδυάζονται με τις αντίστοιχες εικόνες που προκύπτουν από την επανάληψη της ίδια διαδικασίας στο διάστημα που ακολουθεί μετά την κρίση. Ο συνδυασμός τους τοποθετείται σε MRI και έτσι διακρίνονται οι υπεύθυνες για την επιληψία περιοχές. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται subtraction ictal SPECT coregistered to MRI (SISCOM) [6].



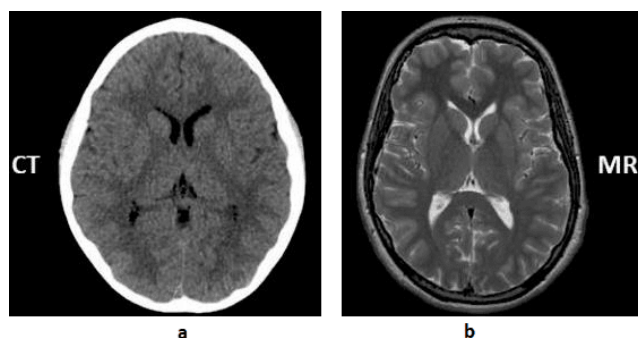
Εικόνα 5: Η πρώτη αριστερά εικόνα απεικονίζει το αποτέλεσμα μίας εξέτασης SPECT κατά τη διάρκεια της επιληπτικής κρίσης. Η δεύτερη εικόνα είναι το αποτέλεσμα της SPECT ανάμεσα σε δύο κρίσεις και η τρίτη είναι ο συνδυασμός τους μαζί με την MRI. Η τεχνική αυτή ονομάζεται SISCOM [16].

2.4.7 Wada test

Το Wada test, το οποίο εφευρέθηκε από τον Ιάπωνα γιατρό Juan Wada, εφαρμόζεται για τον προσδιορισμό των εγκεφαλικών περιοχών που είναι υπεύθυνες για την ομιλία και τη μνήμη. Αρχικά, ο νευρολόγος χορηγεί στον ασθενή μία ειδική αναισθητική ουσία, η οποία θέτει σε κατάσταση ύπνου το ένα εγκεφαλικό ημισφαίριο. Η χορήγηση της αναισθητικής ένεσης γίνεται μέσω της καρωτίδας, η οποία επικοινωνεί με το αντίστοιχο κομμάτι του εγκεφάλου. Δηλαδή, αν η χορήγηση γίνει στην αριστερή καρωτίδα, τότε το τμήμα του εγκεφάλου που θα αναισθητοποιηθεί είναι το αριστερό. Για να επιβεβαιωθεί ότι έχει παραλύσει ένα από τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια πραγματοποιούνται παράλληλες ηλεκτροεγκεφαλικές μετρήσεις (EEG) από τις οποίες μελετούνται οι κυματομορφές που αυξάνονται κατά τη διάρκεια του ύπνου. Όταν επιβεβαιωθεί ότι υπάρχει παράλυση τότε ζητείται από τον ασθενή να μιλήσει για να ελεγχθεί η ικανότητα του να εκφράζεται. Στη συνέχεια του παρουσιάζονται μερικές εικόνες τις οποίες καλείται να απομνημονεύσει και να ανακαλέσει από τη μνήμη του όταν η εγκεφαλική του λειτουργία επανέλθει στη φυσιολογική της κατάσταση [17]. Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται και για το άλλο ημισφαίριο και συνολικά διαρκεί 3-4 ώρες [6]. Με τη μέθοδο αυτή υπολογίζονται οι πιθανές επιπτώσεις στη μνήμη και την δυνατότητα έκφρασης του λόγου μετά από μία χειρουργική επέμβαση [4].

2.4.8 Αξονική τομογραφία

Η αξονική ή υπολογιστική τομογραφία (Computerized tomography - CT) είναι μία τεχνική απεικόνισης που αξιοποιεί την ιονίζουσα ακτινοβολία για την καταγραφή των μαλακών και σκληρών ιστών του σώματος, με βάση τις αντιθέσεις των αποχρώσεων που παρατηρούνται (γκρι και λευκό) [18]. Σε εξετάσεις που προορίζονται για επιληπτικά άτομα ο σκοπός της χρήσης αυτής της τεχνικής είναι ο εντοπισμός δυσμορφιών, αγγειακών δυσπλασιών, εγκεφαλικών επεισοδίων, όγκων και ατροφιών. Δυστυχώς δεν παράγει τόσο καλής ποιότητας εικόνες όπως αυτές που προκύπτουν από την μαγνητική τομογραφία, αλλά είναι μία εύκολα προσβάσιμη μέθοδος, αφού αξονικοί τομογράφοι διατίθενται σε περισσότερες κλινικές και νοσοκομεία [6]. Υπερέχει, όμως από το MRI όσον αφορά στη χρονική διάρκεια της εξέτασης, η οποία κυμαίνεται στα 15-30 λεπτά [19], ενώ η μαγνητική διαρκεί 15-90 λεπτά [12].



Εικόνα 6: a. Εικόνα εγκεφάλου από CT b. Εικόνα εγκεφάλου από MR [18].

2.5 Δεύτερη φάση αξιολόγησης με επεμβατικές μεθόδους

Η πρώτη φάση αξιολόγησης του επιληπτικού τύπου περιλαμβάνει όλες εκείνες τις ιατρικές συσκευές ή μεθόδους με τις οποίες επιτυγχάνεται απεικόνιση του εγκεφάλου και εντοπισμός του σημείου από όπου αρχίζουν οι κρίσεις χωρίς να απαιτείται επέμβαση. Στην περίπτωση όμως που οι παραπάνω μέθοδοι δεν μπορούν να προσδιορίσουν επακριβώς την περιοχή ή τις περιοχές ενδιαφέροντος τότε, εφόσον η αρμόδια ιατρική ομάδα μελετήσει λεπτομερώς όλα τα πιθανά ενδεχόμενα, μπορεί να κριθεί απαραίτητη η διενέργεια επεμβατικής αξιολόγησης. Αυτή περιλαμβάνει την εμφύτευση ή επιφανειακή τοποθέτηση ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του εγκεφαλικού φλοιού για την καταγραφή των εγκεφαλικών σημάτων.

Η πρώτη μέθοδος επεμβατικής αξιολόγησης είναι η τοποθέτηση πλέγματος ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του εγκεφάλου (Subdural electrodes). Το πλεονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι λαμβάνει μετρήσεις των εγκεφαλικών σημάτων από την επιφάνεια του φλοιού χωρίς να παρεμβάλλονται εμπόδια όπως μύες, δέρμα, οστά κ.λπ. και επομένως καταγράφονται καθαρότερα και ακριβέστερα σήματα. Το πλέγμα προσαρμόζεται στην μορφολογία του κρανίου του ασθενούς και τοποθετείται στην περιοχή μετά την σκληρή μήνιγγα (πρώτη εκ των τριών υμένων του εγκεφάλου). Επιπλέον, με τα ηλεκτρόδια ο γιατρός μπορεί να μεταφέρει παλμούς διέγερσης στον εγκεφαλικό ιστό, ώστε να παρατηρήσει τη συνεισφορά κάθε περιοχής που έρχεται σε επαφή με κάποιο ηλεκτρόδιο, σε σημαντικές λειτουργικές ικανότητες όπως είναι η ομιλία, η μνήμη, η κίνηση κ.λπ.. Το αποτέλεσμα των επανειλημμένων διεγέρσεων είναι η δημιουργία ενός λειτουργικού χάρτη για τις περιοχές του εγκεφάλου (functional mapping), ο οποίος μπορεί να χρησιμεύσει στον υπολογισμό των επιπτώσεων στην περίπτωση της επεμβατικής αντιμετώπισης.

Εκτός από τα επιφανειακά ηλεκτρόδια, μία άλλη δημοφιλής μέθοδος είναι η εν τω βάθει τοποθέτησή τους (Depth electrodes). Με την μέθοδο αυτή επιτυγχάνεται ο εντοπισμός της ηλεκτρικής δραστηριότητας από σημεία του εγκεφάλου που δεν είναι εύκολα προσβάσιμα. Κάθε ηλεκτρόδιο συνδέεται με ένα μακρύ καλώδιο, το οποίο

δύναται να συλλέγει σήματα από όλο το μήκος του εμφυτευμένου τμήματός του. Σε ορισμένες περιπτώσεις η εν τω βάθει καταγραφή δεν είναι αρκετή για τον καθορισμό της περιοχής ενδιαφέροντος, οπότε σε αυτές τις περιπτώσεις εφαρμόζεται ο συνδυασμός της επιφανειακής και της εν των βάθει μεθοδολογίας.

Συνεχίζοντας, άλλη μία τεχνική είναι η στερεο-ηλεκτρο-εγκεφαλογραφία (Stereoelectroencephalography- stereoEEG), σύμφωνα με την οποία για να καταγραφεί η εγκεφαλική δραστηριότητα συνίσταται η τοποθέτηση πολλαπλών εν τω βάθει ηλεκτροδίων. Η τοποθέτηση τους γίνεται με ορισμένο τρόπο, ανάλογα με την περίπτωση του ασθενούς στον οποίο γίνεται η εμφύτευση. Σκοπός της τεχνικής αυτής είναι τα ηλεκτρόδια να εισέλθουν με τέτοιο τρόπο ώστε να ορίζουν την περιφέρεια μέσα στην οποία υπάρχει η περιοχή ενδιαφέροντος και για το λόγο αυτό η τοποθέτηση τους γίνεται και στα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια [17]. Η stereo- EEG όπως και οι ανωτέρω τεχνικές συμβαίνουν σε συνδυασμό με την παράλληλη βιντεοσκόπηση (video EEG) της σωματικής δραστηριότητας του επιληπτικού ατόμου κατά τη διάρκεια των κρίσεων [4].

2.6 Επεμβατική αντιμετώπιση

Μετά την ολοκλήρωση της αξιολόγησης του επιληπτικού τύπου από τον οποίο πάσχει ο ασθενής, ο γιατρός καλείται να λάβει την απόφαση για την επιλογή της κατάλληλης για αυτόν μεθόδου αντιμετώπισης, είτε αυτή είναι επεμβατική είτε όχι. Όταν οι ενδείξεις που προκύπτουν από τις παραπάνω εξετάσεις οδηγήσουν στο συμπέρασμα ότι μία επέμβαση κρίνεται απαραίτητη τότε οι παρεμβατικές προσεγγίσεις που μπορούν να ακολουθηθούν είναι διαφορετικές. Ο τύπος και τα συμπτώματα των επιληπτικών κρίσεων σε συνδυασμό με τα υπάρχοντα ιατρικά δεδομένα βοηθούν στην επιλογή της αποτελεσματικότερης προσέγγισης [4].

2.6.1 Εστιακή εκτομή

Με τον όρο εστιακή εκτομή εννοείται η αφαίρεση εγκεφαλικού ιστού από την περιοχή του εγκεφάλου από την οποία προέρχονται οι επιληπτικές κρίσεις. Από τη στιγμή που με τη βοήθεια της ιατρικής τεχνολογίας (EEG, MRI) συλλεχθούν τα ιατρικά δεδομένα που υποδεικνύουν την τοποθεσία του προβλήματος εξετάζεται η έκβαση της επέμβασης. Όπως προαναφέρθηκε κατά τη διάρκεια της εξέτασης με την τεχνική Wada ελέγχεται η λειτουργία των δύο ημισφαιρίων του εγκεφάλου ως προς την ομιλία και τη μνήμη. Αυτός ο έλεγχος συμβάλλει στην εξασφάλιση μιας επιτυχούς επέμβασης προς αποφυγή αρνητικών επιπτώσεων στην ποιότητα ζωής των ασθενών όσον αφορά ζητήματα όπως η κίνηση, ο λόγος, η απομνημόνευση και η όραση.

Η πιο διαδεδομένη πρακτική εστιακής εκτομής είναι η λοβεκτομή του κροταφικού λοβού. Η αφαίρεση ενός τμήματος του κροταφικού λοβού αποδεδειγμένα μπορεί να μειώσει, στο 85% των ασθενών, τη σοβαρότητα των επιληπτικών κρίσεων, χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι παύουν να λαμβάνουν τη φαρμακευτική αγωγή τους. Το ποσοστό όσων διακόπτουν τη φαρμακευτική αγωγή, ύστερα από την καθοδήγηση των ειδικών, είναι 25%, ενώ ένα ποσοστό 10-15% των ασθενών στους οποίους έγινε η αφαίρεση δεν παρατηρείται καμία βελτίωση. Εκτός από την κροταφική λοβεκτομή εφαρμόζεται και η μετωπιαία λοβεκτομή στην οποία όμως τα πράγματα είναι πιο περίπλοκα. Ειδικότερα, ο μετωπιαίος λοβός είναι υπεύθυνος για τις πνευματικές μας λειτουργίες όπως είναι η εστίαση της προσοχής, η διάθεση κ.λπ.. Επομένως, είναι σημαντικό να καθοριστούν οι επιπτώσεις της επέμβασης στη λειτουργικότητα του ασθενούς και να συγκριθούν με την προ επεμβατική κατάσταση του. Περίπου το 70% όσων υφίστανται μετωπιαία λοβεκτομή παρουσιάζουν μεγαλύτερο έλεγχο των επιληπτικών τους κρίσεων, ενώ το 50% παύουν να βιώνουν σοβαρά επιληπτικά επεισόδια. Όπως και στην περίπτωση της κροταφικής εκτομής, οι ασθενείς καλούνται να συνεχίσουν τη φαρμακευτική τους αγωγή. Η τελευταία κατηγορία λοβεκτομής περιλαμβάνει την αφαίρεση ιστού από τις περιοχές του ινιακού ή του βρεγματικού λοβού. Η βασική προϋπόθεση για την επιλογή αυτής της τεχνικής είναι η ύπαρξη τραυματισμένου, παραμορφωμένου ή γενικά προβληματικού ιστού στις συγκεκριμένες περιοχές, όπως είναι οι καρκινικοί όγκοι [6].

2.6.2 Λεσινεκτομή

Λεσινεκτομή ονομάζεται η χειρουργική επέμβαση κατά την οποία κρίνεται απαραίτητη η αφαίρεση των εγκεφαλικών περιοχών που εμφανίζουν βλάβες, οι οποίες προκαλούν ηλεκτρικές ανωμαλίες που οδηγούν σε κρίσεις επιληψίας. Μαζί με την ανωμαλία που πρόκειται να αφαιρεθεί, συνήθως αποκόπτεται και ένα κομμάτι φυσιολογικού ιστού, που ανήκει στη γύρω από το πρόβλημα περιοχή, χωρίς αυτό να επηρεάζει τις λειτουργικές ικανότητες του ασθενούς. Συνίσταται όταν αναπτύσσονται σε μία περιοχή καρκινικοί όγκοι ή εντοπίζονται αγγειακές δυσπλασίες [6].

2.6.3 Επέμβαση αποσύνδεσης

Οι επεμβάσεις αποσύνδεσης πραγματοποιούνται στον υποχωριοειδή χώρο προκειμένου να περιοριστεί μετάδοσης των εγκεφαλικών σημάτων που σηματοδοτούν την έναρξη μιας επιληπτικής κρίσης. Η χοριοειδής είναι μία από τις τρεις μήνιγγες του εγκεφάλου, δηλαδή των τριών υμένων που τον περιβάλλουν και παρεμβάλλονται ανάμεσα σε εκείνον και το κρανίο, και είναι πλούσια σε αιμοφόρα αγγεία [89]. Κατά τη διάρκεια της επέμβασης προκαλούνται μικρές τομές στη φαιά ουσία, η οποία κυρίως περιέχει τα σώματα των νευρικών κυττάρων, με σκοπό τη διακοπή της ηλεκτρικής

οδού με την οποία διαδίδονται τα άτακτα επιληπτικά σήματα. Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται όταν δεν μπορεί να απομακρυνθεί ο εγκεφαλικός ιστός που είναι υπαίτιος για την πρόκληση των κρίσεων, διότι επιτελεί σημαντικό ρόλο σε λειτουργίες όπως είναι η ομιλία ή η μνήμη [2,6]. Ο αγγλικός όρος που αποδίδει τη συγκεκριμένη διαδικασία είναι “ Multiple Subpial Transections ” (MST) [4].

2.6.4 Επέμβαση με τη χρήση laser

Η Laser Interstitial Thermal Therapy (LITT) είναι μία τεχνική αντιμετώπισης των επιληπτικών κρίσεων κατά τη διάρκεια της οποίας απαιτούνται λιγότερες παρεμβατικές κινήσεις. Στη αρχή κάθε τέτοιας επέμβασης εισάγεται στον εγκέφαλο μέσω ενός ανοίγματος διαμέτρου 2.2-3.3mm ένας καθετήρας, ο οποίος κατευθύνεται στην περιοχή του εγκεφάλου από όπου ξεκινούν οι κρίσεις με τη βοήθεια της μαγνητικής τομογραφίας (MRI). Εφόσον φτάσει στο σημείο- στόχο, τότε ο καθετήρας συνδέεται με μία συσκευή που εκπέμπει ακτίνες laser. Σκοπός της τεχνικής αυτής είναι να καυτηριάσει την προβληματική περιοχή χωρίς να απαιτείται αφαίρεση ή εκτομή και, επειδή δεν χρειάζεται κρανιοτομή, πρέπει η τοποθεσία και τα όρια της περιοχής ενδιαφέροντος να είναι σαφώς καθορισμένα. Περίπου, στο 50% των ασθενών που εφαρμόστηκε αυτή η μέθοδος παρατηρήθηκε παύση των επιληπτικών επεισοδίων [4].

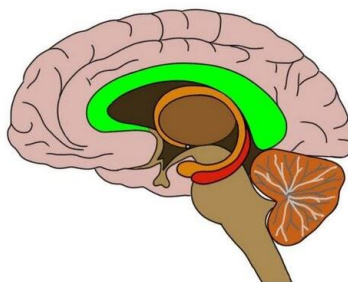
2.6.5 Ημισφαιρεκτομή

Με τον όρο ημισφαιρεκτομή εννοείται η αφαίρεση εγκεφαλικού ιστού από ένα από τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια. Περιλαμβάνει την:

- Ανατομική ημισφαιρεκτομή: Αφαίρεση ενός μεγάλου εγκεφαλικού τμήματος που περιλαμβάνει τον μετωπιαίο, κροταφικό, βρεγματικό και ινιακό λοβό του ενός ημισφαιρίου.
- Λειτουργική ημισφαιρεκτομή: Αφαίρεση μικρότερου εγκεφαλικού τμήματος σε σχέση με την ανατομική ημισφαιρεκτομή και καταστροφή των συνδέσεων στο τμήμα που απομένει στο κεφάλι.
- Ημισφαιροτομή: Ελάττωση του εγκεφαλικού ιστού με την πρόκληση πολλαπλών οπών.

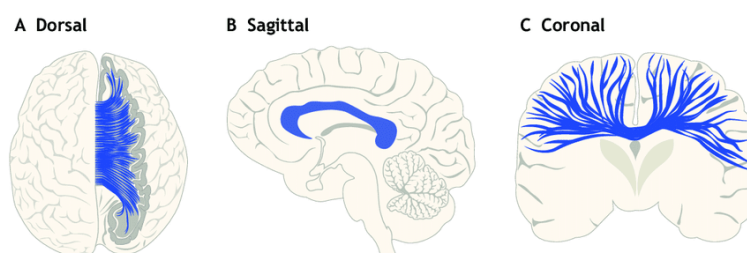
Η παραπάνω τεχνικές εφαρμόζονται σε ασθενείς που αντιμετωπίζουν γενικευμένες κρίσεις, όπου το τμήμα του εγκεφάλου που προκαλεί τα επεισόδια καταλαμβάνει ένα μεγάλο κομμάτι ενός από τα δύο ημισφαίρια και που διανύουν την παιδική τους ηλικία [6].

2.6.6 Καλλοτομή



Εικόνα 7: Με πράσινο χρώμα είναι το μεσολόβιο (corpus callosum) [20].

Όταν τα επιληπτικά επεισόδια τα οποία βιώνει ένας ασθενής κρίνονται σοβαρά, όπως συμβαίνει στην περίπτωση των ατονικών κρίσεων, τότε εξετάζεται το ενδεχόμενο της διακοπής της σηματοδότησης από το ένα εγκεφαλικό ημισφαίριο στο άλλο. Η περιοχή που περιέχει τις ίνες με τις οποίες επιτυγχάνεται η επικοινωνία των δύο ημισφαιρίων ονομάζεται μεσολόβιο (corpus callosum) και με την αποκοπή του αποσκοπείται ο περιορισμός της εξάπλωσης των ηλεκτρικών σημάτων που προκαλούν τις γενικευμένες και πολύ σοβαρές επιληπτικές κρίσεις. Σε μερικές περιπτώσεις δεν διακόπτεται πλήρως η επικοινωνία μεταξύ των ημισφαιρίων. Αν όμως συνεχίσουν οι κρίσεις τότε υπάρχει η πιθανότητα επανάληψης της επέμβασης για την πλήρη αποκοπή. Η επέμβαση περιλαμβάνει την αφαίρεση ενός τμήματος του κρανίου, την απομάκρυνση της σκληρής μήνιγγας (η πιο ανθεκτική από τους τρεις εγκεφαλικούς υμένες που περιβάλλουν τον εγκέφαλο), την εισχώρηση χειρουργικών μικροσκοπίων και εργαλείων για την αποκοπή και την επανατοποθέτηση της μήνιγγας και του κρανιακού τμήματος [17].



Εικόνα 8: Α. Εκάρσια απεικόνιση μεσολοβίου Β. Οβελιαία απεικόνιση μεσολοβίου C. Στεφανιαίο επίπεδο απεικόνισης μεσολοβίου. Σκοπός της εικόνας είναι η κατανόηση του ότι το μεσολόβιο ενώνει τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια [21].

2.6.7 Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική

Η Στερεοτακτική Ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery- SRS) είναι μία μέθοδος θεραπείας εγκεφαλικών βλαβών με τη χρήση ακτίνων Χ χωρίς να απαιτούνται

τομές. Αν και στη ουσία είναι μη επεμβατική τεχνική αξίζει να αναφερθεί λόγω της εξαιρετικής της ακρίβειας (1-2mm) και της ομοιόμορφης και προσεκτικής της στόχευσης. Η προσεκτική στόχευση επιτυγχάνεται με την παράλληλη μελέτη των εικόνων που προέρχονται από τα απεικονιστικά εργαλεία (MRI, CT, PET) και την τοποθέτηση του ασθενούς σε ειδικό σύστημα κινητοποίησης για τον περιορισμό των σφαλμάτων. Ο σκοπός της αποφυγής όλων αυτών των σφαλμάτων είναι να αποφευχθεί η ακτινοβολήση περιοχών γειτονικών από την περιοχή ενδιαφέροντος [4].

2.6.8 Νευροδιαμόρφωση

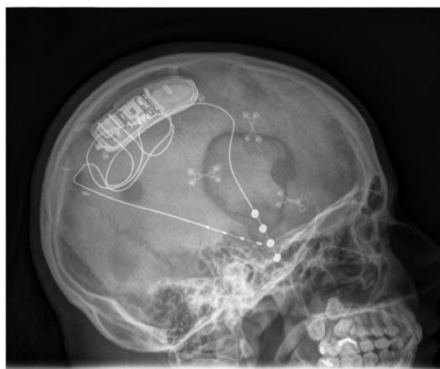
Ως νευροδιαμόρφωση ορίζεται η διέγερση μίας νευρικής δραστηριότητας, αποστέλλοντας ηλεκτρικούς παλμούς ή απελευθερώνοντας ουσίες στην περιοχή ενδιαφέροντος. Στοχεύει άμεσα στα νεύρα και θεραπεύει διάφορα συμπτώματα από απλούς πονοκεφάλους έως πιο σύνθετα όπως είναι μία επιληπτική κρίση. Στην περίπτωση της επιληψίας διακρίνεται ανάλογα με το σημείο που στοχεύεται η θεραπεία σε τρεις βασικές κατηγορίες [22].

2.6.9 Αποκριτική νευροδιέγερση

Η Αποκριτική Νευροδιέγερση (Responsive Neurostimulation - RNS) είναι μία ιατρική συσκευή καταγραφής των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων, διάγνωσης της έναρξης των επιληπτικών κρίσεων και διέγερσης του σημείου που τις προκαλεί. Δημιουργήθηκε από την εταιρεία Neuropace και το 2013 εγκρίθηκε από τον Αμερικανικό Οργανισμό Τροφίμων και Φαρμάκων (U.S. Food and Drug Administration -FDA). Γενικά, πρόκειται για ένα σύστημα αντιμετώπισης των επιληπτικών κρίσεων την ώρα που αυτές συμβαίνουν και εφαρμόζεται σε ενήλικους ασθενείς που εκτός από τη φαρμακευτική ανοσία που αντιμετωπίζουν, η τεχνική της αφαίρεσης εγκεφαλικού ιστού μπορεί να κριθεί αναποτελεσματική για τον τύπο των επιληπτικών κρίσεων που βιώνουν.

Όπως κάθε ιατρική συσκευή, έτσι και ένα RNS σύστημα αποτελείται από κάποια υποσυστήματα. Το πρώτο βασικό εμφυτεύσιμο τμήμα είναι τα τέσσερα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται πάνω στην περιοχή από την οποία ξεκινούν οι κρίσεις [23]. Τα ηλεκτρόδια συνδέονται μέσω καλωδίου με το διεγέρτη, μεταφέροντας διαρκώς σε αυτόν τα εγκεφαλικά σήματα τα οποία αποθηκεύει και αναλύει για τον εντοπισμό τυχόν εμφανιζόμενων επιληπτικών κρίσεων. Ο διεγέρτης τοποθετείται προς την οπίσθια και πλάγια μεριά του κρανίου [24] και είναι ειδικά προγραμματισμένος για να ανταποκρίνεται στις ανάγκες του ασθενή στον οποίο εμφυτεύεται, δηλαδή στο είδος της επιληψίας και τον τρόπο που εκείνη εκφράζεται. Όταν ο διεγέρτης ανιχνεύσει ότι αρχίζει κάποια αφύσικη εγκεφαλική ηλεκτρική δραστηριότητα, τότε σε διάστημα

λίγων χιλιοστών δευτερολέπτων αποστέλλει μικρούς ηλεκτρικούς παλμούς για να εξισορροπήσουν τα άτακτα ηλεκτρικά σήματα [6]. Επιπλέον, δίνεται σε κάθε ασθενή ένα laptop στο οποίο μία φορά την ημέρα αποστέλλουν τις ημερήσιες μετρήσεις με μία συσκευή τηλεμετρίας και ένας μαγνήτης με τον οποίο ενεργοποιούν και απενεργοποιούν το σύστημα καταγραφής όταν αισθανθούν ότι πρόκειται να βιώσουν μία κρίση. Τα εβδομαδιαία δεδομένα που έχουν συλλεχθεί στον υπολογιστή, οι ασθενείς καλούνται να τα υποβάλλουν σε μία διαδικτυακή βάση δεδομένων στην οποία ο γιατρός έχει πρόσβαση για να μελετήσει τα σήματα [25][26]. Ανάλογα με τις παρατηρήσεις του γιατρού, το συνολικό σύστημα δύναται να επαναπρογραμματίζεται μέχρι να σημειωθεί αισθητή βελτίωση της καθημερινότητας των ασθενών [25].



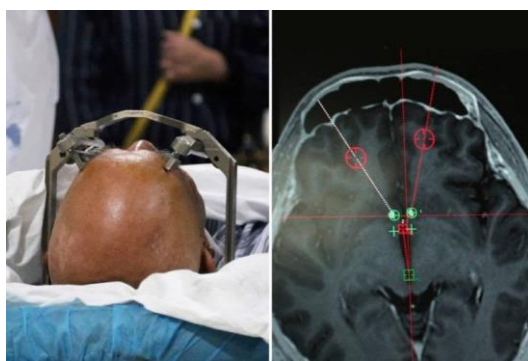
Εικόνα 9: Εμφυτευμένο RNS σύστημα σε ακτινογραφία [27].

Είναι εύλογο να αναρωτηθεί κανείς για τη διάρκεια και την αποτελεσματικότητα των αποκριτικών συστημάτων νευροδιέγερσης, αφού πρόκειται για ένα σύστημα που εμφυτεύεται στο κεφάλι του ασθενούς. Η διάρκεια της επέμβασης τοποθέτησης κυμαίνεται στις 2-4 ώρες με πλήρη αναισθησία [25] και συνολικά η μπαταρία του διαρκεί 2.5-4 χρόνια μέχρι να χρειαστεί η αντικατάστασή είτε μόνο του διεγέρτη είτε του διεγέρτη και των ηλεκτροδίων [24]. Ως προς την αποτελεσματικότητα, παρατηρήθηκε μείωση των επιληπτικών κρίσεων σε περισσότερους από τους μισούς ασθενείς που εφαρμόστηκε. Συγκεκριμένα, έπειτα από ένα χρόνο εφαρμογής υπήρξε ελάττωση στη συχνότητα των επιληπτικών περιστατικών της τάξεως του 67%, η οποία έγινε 75% ύστερα από δύο χρόνια και η οποία για το χρονικό διάστημα τριών έως έξι ετών σταθεροποιήθηκε στο 82% [25]. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την καλύτερευση της καθημερινότητας των ασθενών, αφού μειώθηκε το άγχος των πιθανών κρίσεων, αποκαταστάθηκε η συναισθηματική και ψυχολογική υγεία τους, βελτιώθηκε η σκέψη, η συγκέντρωση και η μνήμη τους (θετικό αντίκτυπο στις γνωστικές τους ικανότητες) και προστατεύτηκε η σωματική τους ακεραιότητα με την αποφυγή τραυματισμών και σοβαρών επιληπτικών επεισοδίων [6].

2.6.10 Εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση

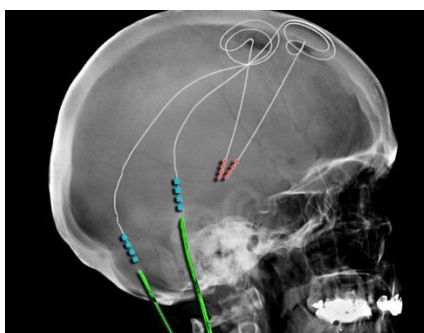
Σύμφωνα με την Αμερικανική Ένωση Νευροχειρουργών η “εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση” (Deep Brain Stimulation - DBS) ορίζεται ως “η προαιρετική χειρουργική επέμβαση κατά την οποία ηλεκτρόδια εμφυτεύονται σε συγκεκριμένες εγκεφαλικές περιοχές. Τα ηλεκτρόδια αυτά δημιουργούν ηλεκτρικούς παλμούς που ελέγχουν τη μη φυσιολογική εγκεφαλική δραστηριότητα. Οι ηλεκτρικοί παλμοί προσαρμόζονται επίσης για τις χημικές ανισορροπίες εντός του εγκεφάλου που προκαλούν ποικίλες καταστάσεις. Η διέγερση των εγκεφαλικών περιοχών ελέγχεται από μία προγραμματιζόμενη γεννήτρια που τοποθετείται υποδόρια στο ανώτερο κομμάτι του θώρακα ”[4]. Οι απαρχές των συστημάτων αυτών βρίσκονται πίσω στο 1950 όπου χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά ηλεκτρόδια στον εγκέφαλο για την αντιμετώπιση του πόνου, ενώ τα πρώτα ολοκληρωμένα εμπορικά συστήματα εμφανίστηκαν στα μέσα της δεκαετίας του ‘70. Για την αντιμετώπιση των επιληπτικών κρίσεων ξεκίνησε να χρησιμοποιείται στην ευρώπη από το 2010 [28], ενώ εγκρίθηκε από τον FDA το 2018 [6].

Κατά τη διάρκεια της επέμβασης συνήθως ο ασθενής διατηρεί τις αισθήσεις του για τον ταυτόχρονο έλεγχο των λειτουργιών του, ενώ στο σημείο που θα γίνει η κρανιοτομή πραγματοποιείται τοπική αναισθησία (ο εγκέφαλος δεν έχει υποδοχείς πόνου). Εφόσον, ακινητοποιηθεί πλήρως το κεφάλι του, με την βοήθεια απεικονιστικής ιατρικής τεχνολογίας γίνεται η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μέσω μιας κρανιακής οπής. Στη συνέχεια, τα ηλεκτρόδια συνδέονται μέσω ενός μακριού μονωμένου σύρματος με το διεγέρτη, ο οποίος στο τέλος θα τοποθετηθεί στη θέση του [28]. Ο διεγέρτης μπορεί να είναι επαναφορτιζόμενος και να χρειάζεται αντικατάσταση κάθε 9-20 έτη ή μη επαναφορτιζόμενος, οπότε η αντικατάσταση γίνεται συχνότερα (4-6 έτη) [29].



Εικόνα 10: Σταθεροποίηση και παράλληλη απεικόνιση για την τοποθέτηση ενός DBS συστήματος [28].

Όπως και στα RNS συστήματα ο διεγέρτης είναι μία προγραμματιζόμενη συσκευή, η οποία μπορεί να διατηρεί αρχείο με εγκεφαλικές μετρήσεις για περαιτέρω μελέτη από τον υπεύθυνο ιατρό. Επιπλέον, και οι δύο τεχνικές επιτυγχάνουν μείωση της συχνότητας των επιληπτικών κρίσεων για παραπάνω από τους μισούς ασθενείς και συνίστανται συμπληρωματικά με την αντιεπιληπτική αγωγή [6]. Ωστόσο, η “εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση” εφαρμόζεται σε περιπτώσεις όπου η περιοχή από την οποία προκύπτουν τα επιληπτικά επεισόδια δεν είναι τόσο περιορισμένη. Παρόλο που πλέον χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση αρκετών εστιακών κρίσεων, αρχικά εγκρίθηκε για την διέγερση του κροταφικού λοβού [17].



Εικόνα 11: DBS σύστημα όπως φαίνεται σε μία ακτινογραφία [28].



Εικόνα 12: Διακρίνεται ο διεγέρτης στην περιοχή του στήθους και τα καλώδια που κατευθύνονται στην περιοχή ενδιαφέροντος [30].

2.6.11 Διέγερση του πνευμονογαστρικού νεύρου

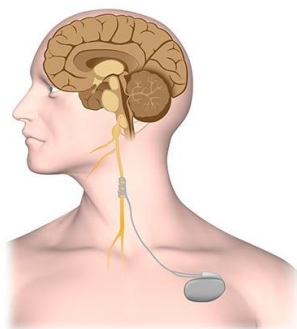
Το πνευμονογαστρικό νεύρο (vagus nerve) είναι το μεγαλύτερο κρανιακό νεύρο (10ο κρανιακό νεύρο) και σύμφωνα με τον ορισμό της Britanica “έχει την πιο εκτεταμένη κατανομή από όλα τα κρανιακά νεύρα. Οι φαρυγγικοί και οι λαρυγγικοί κλάδοι του μεταφέρουν κινητικά ερεθίσματα στο φάρυγγα και το λάρυγγα· οι καρδιακοί κλάδοι του δρουν για να επιβραδύνουν το ρυθμό του καρδιακού παλμού· ο βρογχικός κλάδος

του δρa για να συσφίγγει τους βρόγχους· και οι οισοφαγικοί του κλάδοι ελέγχουν τους ακούσιους μύες του οισοφάγου, το στομάχι, τη χοληδόχο κύστη, το πάγκρεας και το λεπτό έντερο, διεγείροντας τις περισταλτικές και γαστρεντερικές εκκρίσεις.” [31]. Η διέγερση του πνευμονογαστρικού νεύρου, και ιδιαίτερα του αριστερού τμήματος που δεν επηρεάζει τη λειτουργία της καρδιάς, είναι μία τεχνική που χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση της επιληψίας. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται Διέγερση του Πνευμονογαστρικού νεύρου (Vagus Nerve Stimulation- VNS) και ξεκίνησε να χρησιμοποιείται από την Ιατρική σχολή του Harvard το 1998 [32].

Η τεχνική αυτή εφαρμόζεται σε ασθενείς άνω των 4 ετών συμπληρωματικά με τη φαρμακευτική τους αγωγή και αποτελείται από δύο μέρη. Το πρώτο τμήμα είναι ο διεγέρτης ο οποίος όπως και στα DBS συστήματα είναι προγραμματιζόμενος και τοποθετείται στην υποκλείδια περιοχή του ασθενούς. Στην περίπτωση που ο ασθενής αισθανθεί κάποια ανερχόμενη κρίση, δύναται να χρησιμοποιήσει ένα μαγνήτη, ο οποίος παρέχεται μαζί με τη συσκευή, για να ενεργοποιήσει το σύστημα της καταστολής. Το δεύτερο τμήμα είναι το ηλεκτρόδιο το οποίο στη μία άκρη του περιελίσσεται γύρω από το πνευμονογαστρικό νεύρο και στην άλλη άκρη του συνδέεται μέσω ενός καλωδίου με τον διεγέρτη. Επομένως, όταν αρχίζει η εκδήλωση ενός επιληπτικού επεισοδίου το σύστημα είναι προγραμματισμένο έτσι ώστε να στέλνει ηλεκτρικούς παλμούς οι οποίοι καταστέλλουν τη μη φυσιολογική εγκεφαλική δραστηριότητα [6].

Σε πολλές περιπτώσεις μετά την τοποθέτηση έχουν παρατηρηθεί μερικές παρενέργειες. Αυτές μπορεί να είναι ο βήχας, ο οποίος έχει παρουσιαστεί στο 45% των περιπτώσεων, η δύσπνοια η οποία συναντάται στο 16%, η βραχνάδα την οποία εμφανίζουν το 66% των ασθενών και ο πόνος που προκύπτει στο 17% [29]. Παρόλα αυτά όμως αποτελεί μία ιατρική συσκευή που επιτυγχάνει έλεγχο των επιληπτικών κρίσεων. Συγκεκριμένα, ύστερα από ένα τρίμηνο εφαρμογής το $\frac{1}{3}$ των ασθενών παρουσιάζει ελάττωση της συχνότητας των κρίσεων της τάξεως του 50%, ενώ μακροπρόθεσμα η μείωση μπορεί να φτάσει και το 75% (10 χρόνια εφαρμογής) [6].

Vagus Nerve Stimulation



Εικόνα 13: Στο στήθος είναι τοποθετημένος ο διεγέρτης, του οποίου τα καλώδια περιελίσσονται γύρο από τον αριστερό κλάδο του πνευμονογαστρικού νεύρου [33].

3. Ολοκληρωμένα συστήματα εγκεφαλικής διέγερσης

3.1 Εισαγωγή

Στα προηγούμενα κεφάλαια μελετήθηκε σε βάθος η έννοια της επιληψίας και των συμπτωμάτων της, καθώς επίσης και της τεχνολογίας που συνεπικουρεί στη διάγνωση και την απεικόνιση των εγκεφαλικών βλαβών που την προκαλούν. Επίσης, αναφέρθηκαν οι μέθοδοι με τις οποίες αντιμετωπίζονται, όσο το δυνατόν περισσότερο, οι επιληπτικές κρίσεις για την εξασφάλιση ενός βελτιωμένου επιπέδου ζωής για όσους πάσχουν από σοβαρές, επικίνδυνες και καμιά φορά δύσκολα αντιμετωπίσιμες μορφές. Στο τέλος της προηγούμενης ενότητας περιγράφηκε η σημασία της νευροδιέγερσης, με την διατριβή στις επικρατούσες επεμβατικές πρακτικές αντιμετώπισης των επιληπτικών κρίσεων την ώρα που αυτές συμβαίνουν. Η εγκεφαλική νευροδιέγερση και συγκεκριμένα η “εν τω βάθει διέγερση” είναι από τα βασικά αντικείμενα της συγκεκριμένης εργασίας, καθώς αποτελεί την πηγή έμπνευσης και το σημείο εφαρμογής του συστήματος που πρόκειται να κατασκευαστεί. Σε αυτή την ενότητα, λοιπόν, θα γίνει αναφορά σε μερικά ήδη υπάρχοντα ολοκληρωμένα έξυπνα συστήματα εγκεφαλικής διέγερσης, ώστε να δημιουργηθεί μία αρχική εντύπωση των τεχνολογιών που είναι διαθέσιμες σήμερα.

3.2 Activa™ SC



Εικόνα 14: Διεγέρτης και ηλεκτρόδια Activa™ SC [34].

Το Activa™ SC παρουσιάστηκε από την εταιρεία Medtronic και ανήκει στη σειρά προϊόντων της με όνομα Activa™ DBS. Ουσιαστικά, πρόκειται για ένα σύστημα εν τω βάθει εγκεφαλικής διέγερσης, που σημαίνει ότι απαρτίζεται από τα ηλεκτρόδια και το διεγέρτη. Στην προκειμένη περίπτωση, η συσκευή αποτελείται από ένα μόνο ηλεκτρόδιο (μονοκαναλικό σύστημα) και από ένα μη επαναφορτιζόμενο διεγέρτη. Το γεγονός ότι είναι μη επαναφορτιζόμενος σημαίνει ότι συνίσταται σε ασθενείς όπου αναμένεται να μην έχουν ανάγκη από εμφυτεύματα με μεγάλη ενεργειακή

κατανάλωση. Το μέγεθος του είναι 55x60mm και τοποθετείται είτε στο στήθος είτε στην κοιλιακή χώρα.

Εκτός από τα εμφυτεύσιμα εξαρτήματα, το σύστημα περιέχει τις συσκευές με τις οποίες δίνονται οι απαραίτητες εντολές για να μπορέσει να λειτουργήσει σωστά. Από τη μία πλευρά ο γιατρός διαθέτει μία εφαρμογή με την οποία αλληλεπιδρά με το σύστημα, μελετάει τα ιατρικά δεδομένα του πάσχοντα και το προγραμματίζει έτσι ώστε να ανταποκρίνεται στις ανάγκες του εκάστοτε πάσχοντα και στις απαιτήσεις της ασθένειάς του. Από την άλλη πλευρά βρίσκεται η εφαρμογή με την οποία έρχεται σε επαφή ο χρήστης και που παρέχει τη δυνατότητα σχετικής αυτονομίας. Στην πραγματικότητα πρόκειται για ένα απλό smartphone με το οποίο ο ασθενής-χρήστης μπορεί να επιλέξει ανάμεσα σε τέσσερα προγράμματα λειτουργίας, τα οποία έχουν προκαθοριστεί από τον γιατρό που τον παρακολουθεί. Το συγκεκριμένο σύστημα προτιμάται σε ασθένειες όπως η δυστονία, ο ιδιοπαθής τρόμος, το Parkinson και η Ιδιοψυχαναγκαστική Διαταραχή. Τέλος, το Activa™ SC έχει κατασκευαστεί έτσι ώστε κάτω από ειδικές προϋποθέσεις να επιτρέπει τη διεξαγωγή μαγνητικής τομογραφίας όταν αυτή κρίνεται απαραίτητη για την υγεία του ασθενούς [35].



Εικόνα 15: Στα αριστερά βρίσκεται η συσκευή την οποία χειρίζεται ο ασθενής και δεξιά η συσκευή με την οποία ο γιατρός προγραμματίζει το σύστημα [36].

3.3 ACTIVA™ RC



Εικόνα 16: Διεγέρτης ACTIVA™ RC [35].

Στην ίδια σειρά προϊόντων με το ACTIVA™ SC ανήκει και το ACTIVA™ RC, το οποίο χρησιμοποιείται για την εν τω βάθει εγκεφαλική διέγερση και ενδείκνυται ασθένειες όπως το Parkinson και ο ιδιοπαθής τρόμος. Κυκλοφόρησε το 2009 από την εταιρία Medtronic με την προσθήκη ενός επαναφορτιζόμενου διεγέρτη. Η επαναφορτιζόμενη μπαταρία μεγαλώνει το χρόνο ζωής της συσκευής, η οποία μπορεί να κυμαίνεται από 9 σε 15 έτη. Το μέγεθος του διεγέρτη είναι 54x54mm και διαθέτει την ικανότητα να συνδεθεί με δύο καλώδια ηλεκτροδίων. Εμφυτεύεται στο στήθος ή την κοιλιά και σε ορισμένες περιπτώσεις δεν εμποδίζει τη διενέργεια εξετάσεων όπως είναι η μαγνητική τομογραφία.

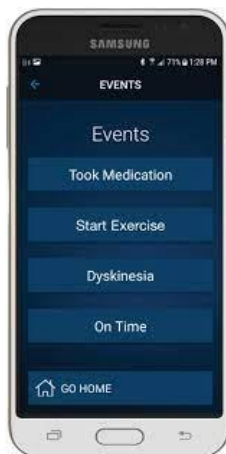
Όπως συμβαίνει και στο προηγούμενο σύστημα, μετά την εμφύτευση ακολουθεί ο προγραμματισμός και η προσαρμογή της εμφυτεύματος στις ανάγκες του ασθενούς στον οποίο τοποθετείται. Για να γίνει αυτό ο γιατρός προμηθεύεται μία συσκευή που περιέχει το κατάλληλο λογισμικό με το οποίο μπορεί να επαναπρογραμματίζει το σύστημα όταν αυτό είναι απαραίτητο. Επίσης, μέσω του ιατρικού προγραμματιστή παρέχεται η δυνατότητα καθορισμού τεσσάρων ομάδων κατασταλτικών μεθοδολογιών. Με τον τρόπο αυτό, ο ασθενής μέσω της δικής του συσκευής, η οποία αλληλεπιδρά και αυτή με το σύστημα, μπορεί να επιλέξει μία από αυτές τις σαφώς καθορισμένες εντολές, με αποτέλεσμα την εξασφάλιση μίας σχετικής ελευθερίας του πάσχοντος κατά την διαδικασία αντιμετώπισης του προβλήματός του.

Ειδικότερα στην περίπτωση επιληπτικών ασθενών, πρέπει να υπάρχουν οι κατάλληλες προϋποθέσεις για την τοποθέτηση μίας εκ των δύο συσκευών της σειράς ACTIVA™. Πρώτα από όλα, πρόκειται για μια μορφή επεμβατικής παρέμβασης οπότε πρέπει να θεωρείται η έσχατη λύση αντιμετώπισης. Αυτό σημαίνει ότι ένα επιληπτικό άτομο πρέπει να έχει λάβει 2-3 αντιεπιληπτικές αγωγές και να μην έχει παρατηρηθεί βελτίωση στη συχνότητα των κρίσεων. Επιπρόσθετα, αφορά άτομα άνω των 18 ετών με κρίσεις που πυροδοτούνται σε εστιασμένα σημεία και με αυξημένη συχνότητα εμφάνισης.

Σοβαρές θεωρούνται οι περιπτώσεις στις οποίες ο επιληπτικός βιώνει, στο διάστημα 1-3 μηνών, έξι ή περισσότερα επιληπτικά επεισόδια [35].

3.4 PERCEPT™ PC

Η σύγχρονη τάση για ανάπτυξη και αναβάθμιση των ιατρικών συσκευών οδήγησε την εταιρεία Medtronic, στηριζόμενη στα τεχνολογικά επιτεύγματα, να δημιουργήσει ένα νέο προϊόν, το PERCEPT™PC. Αποτελείται από δύο ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται με το διεγέρτη. Αυτή η συσκευή της εν τω βάθει διέγερσης χρησιμοποιείται ως μέθοδος αποστολής ηλεκτρικών παλμών για την αντιμετώπιση των επιληπτικών κρίσεων και των συμπτωμάτων του Parkinson, της δυστονίας, των Ιδεοψυχαναγκαστικών διαταραχών και του ιδιοπαθούς τρόμου. Βασική λειτουργία αυτής είναι να μπορεί να καταγράφει τα εγκεφαλικά σήματα και να αναγνωρίζει τις μη φυσιολογικές ηλεκτρικές διακυμάνσεις του εγκεφάλου, ώστε να τις εξουδετερώνει. Η χρήση της συσκευής αυτής δίνει τη δυνατότητα στον ασθενή να ρυθμίζει τις λειτουργίες και να επιλέγει το κατάλληλο πρόγραμμα, από τα τέσσερα καθορισμένα από τον θεράποντα ιατρό, για να συμμετέχει στις καθημερινές του δραστηριότητες χωρίς ενδοιασμούς.



Εικόνα 17: Παρουσιάζεται η δυνατότητα του συστήματος να συγκρατεί ημερολόγιο με γεγονότα [37].

Ένα από τα βασικά προτερήματα της είναι η δυνατότητα ρύθμισης και ειδικού προγραμματισμού της από τους γιατρούς, ώστε να τη θέσουν στην κατάλληλη κατάσταση για να μπορεί ο ασθενής να υποβληθεί σε MRI εξέταση, καθώς αυτή διαθέτει 3T MRI καταλληλότητα για ασθενής με DBS. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να παραμένει ενεργοποιημένη, υπό προϋποθέσεις, κατά τη διάρκεια της MRI εξέτασης ούτως ώστε αν συμβεί κάποιο επιληπτικό επεισόδιο λόγω στρες να μπορεί να το καταστείλει. Ως προς το σχεδιασμό του διεγέρτη διαφέρει από τις προηγούμενες που έχουν αναλυθεί ως προς το μέγεθος και το πάχος (68x51mm, και βάρος 61g) και η

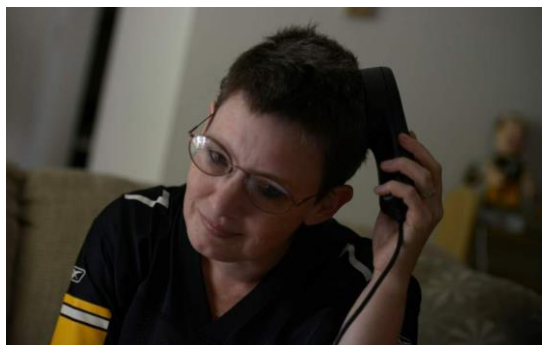
μπαταρία του δεν είναι επαναφορτιζόμενη αλλά είναι πρωτεύοντος κελιού (primary cell). Όμως, δίνει τη δυνατότητα σε πραγματικό χρόνο να γνωστοποιείται ο υπολειπόμενος χρόνος διάρκειας ζωής της μπαταρίας για τον υπολογισμό της αντικατάστασής του [35].



Εικόνα 18: Αριστερά φαίνεται το λογισμικό με το οποίο αλληλεπιδρά ο ασθενής και το οποίο του παρέχει πληροφορίες σχετικές με την τιμή της μπαταρίας, συμβάντα κ.λπ.. Στα δεξιά είναι ο προγραμματιστής του γιατρού και στο κέντρο το μοντέλο του διεγέρτη [38].

3.5 RNS NEUROPACE

Στο πλαίσιο της έρευνας εξεύρεσης τεχνολογικών μέσων αντιμετώπισης επιληπτικών κρίσεων στην πηγή τους, η Neuropace προβάλλει ένα άλλο σύστημα που βοηθά να παρακολουθείται η εγκεφαλική δραστηριότητα και να ανταποκρίνεται όταν παρουσιάζονται διαταραχές. Ο νευροχειρουργός στην περίπτωση αυτή εμφυτεύει στην κρανιακή χώρα κάτω από το τριχωτό τον νευροδιεγέρτη, στον οποίο συνδέονται δύο καλώδια. Αυτά τα καλώδια που έχουν διαμορφωθεί καταλλήλως όπως προβάλλεται στην εικόνα, τοποθετούνται στο σημείο που αξιολογήθηκε ότι παρουσιάζεται το πρόβλημα. Το μεν πρώτο βυθίζεται μέσα στον εγκέφαλο, το δε δεύτερο τοποθετείται επιφανειακά στον εγκεφαλικό φλοιό και αποτελείται από 4 κανάλια. Με αυτόν τον τρόπο καταγράφονται οι ηλεκτρικές δραστηριότητες του εγκεφάλου, παρακολουθώντας παράλληλα και τις οποιεσδήποτε εξάρσεις που μπορεί να προκαλέσουν επιληπτικές κρίσεις και, έτσι, ο διεγέρτης αποκρίνεται και αποτρέπει την εξέλιξη και την εξάπλωση της κρίσης. Κατόπιν, για την αποστολή και αποθήκευση των δεδομένων στον φορητό υπολογιστή γίνεται χρήση μίας ράβδου σάρωσης του διεγέρτη, η οποία λαμβάνει τα δεδομένα ασύρματα και τα μεταφέρει ενσύρματα στη φορητή μονάδα όπου ο ασθενής μεταφορτώνει τα δεδομένα σε μία βάση που ονομάζεται Patient Data Management system (PDMS) και μόνο ο γιατρός μπορεί να τα ανασύρει.



Εικόνα 19: Φαίνεται ο τρόπος που μία ασθενής τοποθετεί το φορητό ραβδί για την αποστολή των δεδομένων στον υπολογιστή της [39].

Παράλληλα, χορηγείται ένας μαγνήτης, ο οποίος δίνει εντολή στο διεγέρτη να καταγράψει μία επικείμενη κρίση μέσω των εγκεφαλικών σημάτων που παράγονται. Ο ασθενής σε αυτήν την περίπτωση με μία απλή κίνηση οφείλει να περάσει το μαγνήτη πάνω από τον διεγέρτη. Η ίδια κίνηση επαναλαμβάνεται όταν, λόγω δυσφορίας, επιθυμεί να αναστείλει τη λειτουργία του προσωρινά. Επιπρόσθετα παρέχεται ταυτότητα χρήσης της συσκευής, την οποία ο ασθενής καλείται να μεταφέρει πάντοτε μαζί του, αναγράφοντας να απαραίτητα στοιχεία και προειδοποιήσεις που είναι αναγκαίες για τον οποιοδήποτε γιατρό κληθεί να παράσχει την υπηρεσία του, όταν ο ασθενής δεν δύναται να ενημερώσει ο ίδιος για την κατάσταση του. Η διάρκεια χρήσης της συσκευής κυμαίνεται στα 2-3.5 χρόνια, λόγω της μη επαναφορτιζόμενης μπαταρίας και των συνθηκών λειτουργίας [40].



Εικόνα 20: Ο ειδικός μαγνήτης για την ενεργοποίηση της καταγραφής και την αναστολής των ανεπιθύμητων διεγέρσεων [40].



Εικόνα 21: Ο διεγέρτης και η θέση του [25].

4.Πρωτόκολλα επικοινωνίας

4.1 Εισαγωγή

Όσον αφορά στην αποστολή πληροφοριών, δεδομένου ότι το αντικείμενο που θα χρησιμοποιηθεί είναι η ράβδος σάρωσης (wand) που συνοδεύει ένα RNS σύστημα και σχετικά αναφέρθηκε στην προηγούμενη ενότητα, θα εστιαστεί η προσοχή στις μεθόδους με τις οποίες επιτυγχάνεται. Έχοντας εμφυτεύσει τον διεγέρτη, όπως προβλέπεται, και έχοντας ενεργοποιήσει τη λειτουργία του, επόμενο βήμα είναι η συλλογή των στοιχείων τα οποία έχουν καταγραφεί από τα ενσωματωμένα ηλεκτρόδια. Σε αυτό το σημείο και για αυτό το σκοπό χρησιμοποιείται η ράβδος η οποία ενεργοποιεί τη μεταφορά των σημάτων μέσω του RF πρωτοκόλλου επικοινωνίας. Στη συνέχεια, η ράβδος συνδέεται σε φορητή μονάδα υπολογιστή με καλώδιο USB όπου αποθηκεύονται τα στοιχεία για να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση και αξιολόγηση του ασθενούς.

Πολλές συσκευές όπως τα κινητά τηλέφωνα, WIFI συσκευές, δορυφορικά συστήματα επικοινωνιών και το Bluetooth χρησιμοποιούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ή τα ηλεκτρομαγνητικά ραδιοκύματα για την ασύρματη εκπομπή και λήψη δεδομένων. Χωρίζεται σε ζώνες συχνοτήτων (χαμηλή, μεσαία και υψηλή μπάντα) για να γίνεται ευκολότερα ο συντονισμός των συσκευών. Ως ραδιοσυχνότητα (Radio Frequency- RF) ορίζεται “η αντιπροσωπευτική μέτρηση του ρυθμού ταλάντωσης του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας” και το εύρος της είναι 9kHz-300GHz [91]. Σύμφωνα με την υπάρχουσα βιβλιογραφία, για την επικοινωνία συσκευών που σχετίζονται με εμφυτεύματα ιατρικής φύσης χρησιμοποιούνται τέσσερα βασικά πρωτόκολλα, το WIFI, το Bluetooth, το Bluetooth Low Energy και το Zigbee [41]. Από αυτές η προτιμότερη τεχνολογία για εφαρμογές χαμηλής κατανάλωσης είναι το Bluetooth Low Energy. Συγκεκριμένα, εξασφαλίζει έως και 10 φορές λιγότερη κατανάλωση σε σχέση με το WIFI [42], ενώ σε σχέση με το Bluetooth θα αναφερθεί στα επόμενα κεφάλαια της παρούσας ενότητας το γεγονός ότι το Low Energy διαφέρει και χρησιμοποιείται σε συγκεκριμένες περιπτώσεις. Τέλος, το Zigbee αφορά στη δημιουργία δικτύων συσκευών και εφαρμόζεται σε περιπτώσεις όπου υπάρχουν παραπάνω από ένα εμφυτεύματα στον ίδιο οργανισμό, ενώ στην περίπτωση της εργασίας αυτή διατίθεται μόνο ένα εμφύτευμα [41,43]. Σημειώνεται πως δεν αποτελεί αντικείμενο της συγκεκριμένης εργασίας η αξιολόγηση των επιπτώσεων των ασύρματων τεχνολογιών και ακτινοβολιών στην υγεία του ασθενούς.

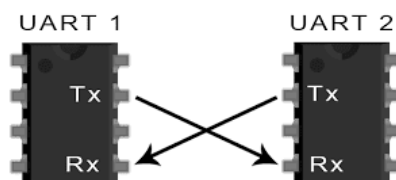
Στην περίπτωση που η ράβδος σάρωσης θεωρηθεί ως πρότυπο για την εφαρμογή που πρόκειται να αναπτυχθεί, πρέπει να αναλυθούν τα πρωτόκολλα με τα οποία επιτυγχάνεται η αποστολή των δεδομένων από το σύστημα στην κεντρική αποθηκευτική μονάδα. Στην ενότητα αυτή θα αναλυθούν οι τρόποι με τους οποίους

επιτυγχάνεται η επικοινωνία μεταξύ δύο συσκευών και θα δοθεί ιδιαίτερη έμφαση στο Bluetooth Low Energy, το οποίο αποτελεί και βασικό στοιχείο του συστήματος που μελετάται.

4.2 UART

Από τις πιο μελετημένες προσπάθειες επικοινωνίας δύο συστημάτων για τη μεταφορά πληροφορίας αποτελεί η εφαρμογή της ασύγχρονης σειριακής αποστολής και λήψης δεδομένων. Η επινόηση μιας νέας μεθόδου ή η τελειοποίηση κάποιας ήδη υπάρχουσας συσκευής ή τεχνολογίας για την αποδοτικότερη και ευκολότερη χρήση προκάλεσε τη συγκεκριμένη έρευνα για την κατάρτιση μιας νέας πρακτικής μετάδοσης σημάτων. Το πρωτόκολλο αυτό επικοινωνίας αποτελεί το βασικό πυλώνα πάνω στον οποίο βασίζεται η εν λόγω μετάδοση στοιχείων, τα οποία προκύπτουν από λήψη δεδομένων, που έχουμε εκμαιεύσει σε οποιαδήποτε μέτρηση και ονομάζεται UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter), βασιζόμενο στη λειτουργία ενός συστήματος πομπού-δέκτη. Η πληροφορία που φτάνει στον πομπό μετατρέπεται με πολλαπλά shift στη δυαδική της μορφή και, εν συνεχεία, αποστέλλεται και λαμβάνεται από το δέκτη [44].

Η μορφή στην οποία καταλήγουν τα δεδομένα εξαρτάται από το πως θα δημιουργηθούν τα πακέτα της πληροφορίας. Σε κάθε τέτοιο πακέτο τα 9 bits προσδιορίζουν την πληροφορία, ενώ αν υπάρχει bit ισοτιμίας τότε η ποσότητα των δεδομένων ελαττώνεται στα 8 bits. Το bit ισοτιμίας λειτουργεί σαν έλεγχος της αποστολής, δηλαδή επιτελεί ρόλο εντοπισμού πιθανών σφαλμάτων και υπάρχει προαιρετικά [44]. Συνάμα, ένα ολοκληρωμένο πακέτο απαρτίζεται από ακόμα δύο μέρη. Από τη μία πλευρά υπάρχει η κατάλληλη σηματοδότηση για την έναρξη της αποστολής κάθε πακέτου, η οποία περιγράφεται από τη μετάβαση από ένα σε μηδέν και από την άλλη, η αντίστροφη μετάβαση η οποία συμβολίζει τη λήξη του πακέτου. Η επικοινωνία των δύο συστημάτων συμβαίνει με μία ορισμένη ταχύτητα που ονομάζεται baud rate. Η ταχύτητα αυτή μετρείται σε bits/second και στην πραγματικότητα ορίζει τον τρόπο με το οποίο τα δύο συστήματα συγχρονίζονται [45].



Εικόνα 22: Σχεδιάγραμμα επικοινωνίας συσκευών χρησιμοποιώντας UART πρωτόκολλο (Tx: ο πομπός, Rx: ο δέκτης) [46].

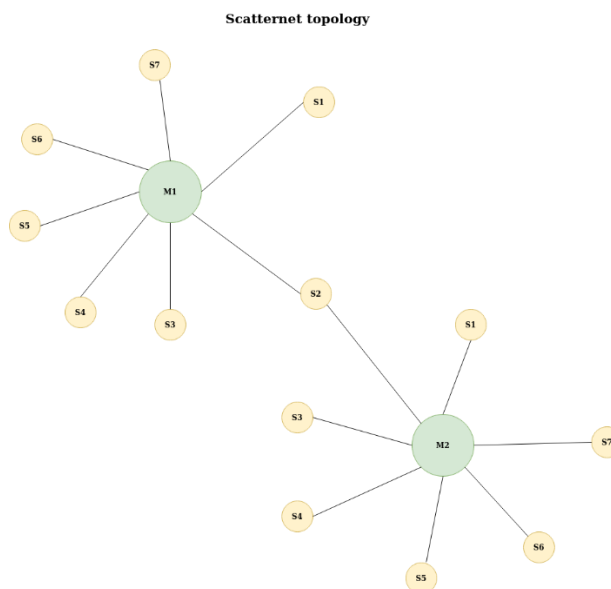
Το πρωτόκολλο αυτό εφαρμόζεται σε πομποδέκτες μικρών αποστάσεων, ενώ για την υλοποίησή του απαιτούνται δύο καλώδια, χωρίς να χρειάζεται χρονισμός από κάποιο

ρολίοι. Επιπλέον, επιτελείται αυτόματος έλεγχος με το bit ισοτιμίας και, συν το γεγονός ότι χαρακτηρίζεται από χαμηλό κόστος με δυνατότητες μεταβολής των πακέτων αποστολής. Ωστόσο, παρά το ότι έχει πολλές εφαρμογές, σαν μέθοδος έχει τα μειονεκτήματά της. Δηλαδή, επιτυγχάνει χαμηλές ταχύτητες αποστολής-λήψης για πακέτα δεδομένων που είναι μικρά, υπό την προϋπόθεση οι διαφορές των ρυθμών των bits/second που αποστέλλονται και λαμβάνονται να είναι αυστηρά εντός του ορίου του 10%. Παράλληλα, δεν παρέχεται η δυνατότητα σχηματισμού συστημάτων πολλαπλών ληπτών ή αποστολέων και, έτσι τα συστήματα που προκύπτουν είναι περιορισμένα [44].

Το UART πρωτόκολλο, έχοντας τα θετικά αλλά και τα αρνητικά του χαρακτηριστικά, αποτελεί μία σημαντική βάση για την κατανόηση της μεταφοράς δεδομένων με σειριακό τρόπο. Συντελεί, επομένως, στη δημιουργία των κατάλληλων θεμελίων για την κατανόηση των πρωτοκόλλων που θα αναλυθούν στη συνέχεια και στα οποία θα στηριχθεί το υπό μελέτη πόνημα.

4.3 Bluetooth

Βασικά όλοι γνωρίζουμε την έννοια του Bluetooth στο σύγχρονο κόσμο και πόσο αυτή η τεχνολογία της ασύρματης επικοινωνίας έχει συνεπικουρήσει στην ανταλλαγή δεδομένων. Παραδόξως, ο όρος ανάγεται στο όνομα του βασιλιά Harald της Δανίας και της Νορβηγίας (10ος αι. μ.Χ.) και ο χαρακτήρας με τον οποίο απεικονίζεται αποτελεί ρουνική γραφή, όμως στις μέρες μας έχει απλοποιησει τον τρόπο επικοινωνίας σε τέτοιο βαθμό ώστε να εξαλείψει την ανάγκη καλωδίων. Αυτή η ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνολογία, το “Bluetooth”, δημιουργήθηκε από την Ericsson και η λειτουργία του στηρίζεται στην αποστολή ραδιοκυμάτων της τάξεως των 2.4 GHz για την ασύρματη μετάδοση, εντός του εύρους προσωπικών δικτύων (WPAN- Wireless Personal Area Networks). Τα δίκτυα αυτά μπορεί να είναι της μορφής των piconets, όπου μία master συσκευή συνδέεται με έως εφτά slave συστήματα ή της μορφής των πολλαπλών piconets, τα οποία συνδέονται μεταξύ τους πάλι σχηματίζοντας μεγαλύτερα δίκτυα, τα scatternets [47]. Ακολούθως, θα αναλύσουμε τον τρόπο με τον οποίο οι ως άνω τοπολογίες σχηματίζονται.



Εικόνα 23: Τοπολογία scatternet δικτύου.

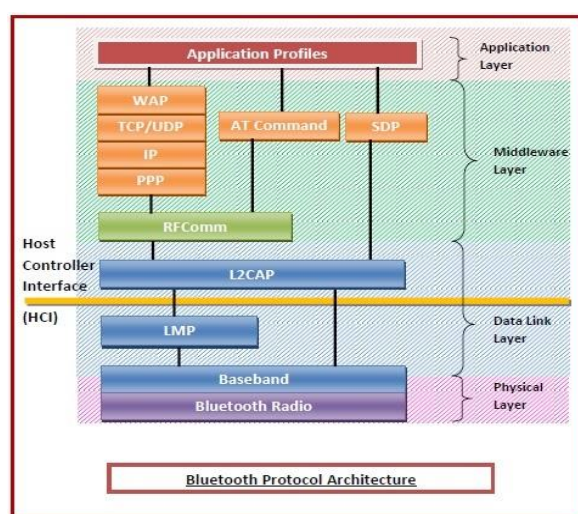
Συνεπώς, για τη ζεύξη οι συσκευές διέρχονται από δύο καταστάσεις Στην πρώτη φάση ο πομπός εκπέμπει πακέτα μηνυμάτων διαθεσιμότητας στα οποία λαμβάνει ως απάντηση τα στοιχεία (διεύθυνση και ρολόι) των συσκευών που ενδιαφέρονται για σύνδεση (.inquiry, _Inquiry Scan). Στο αμέσως επόμενο στάδιο ο πομπός αποστέλλει ξανά νέα μηνύματα με τα δικά του αντίστοιχα στοιχεία, ώστε να πραγματοποιηθεί ο συγχρονισμός και η σύνδεση με άλλες συσκευές (Page, _Page Scan) [47]. Από τη στιγμή που δημιουργηθεί ένα δίκτυο, οι κόμβοι, που το απαρτίζουν, μπορεί να είναι είτε ενεργοί (active), είτε σε κάποια από τις καταστάσεις εξοικονόμησης ενέργειας:

- sniff: Ανταποκρίνεται ανά 100 ms.
- hold: Ανταποκρίνεται μετά από κάποιο διάστημα.
- parked: Αναμένει σήμα ενεργοποίησης [48].

Η δημιουργία και διαχείριση των συνδέσεων διέρχονται μέσα από μία στοίβα πρωτοκόλλων που συναποτελούν την αρχιτεκτονική του Bluetooth. Στο πρώτο επίπεδο της αρχιτεκτονικής βρίσκεται το φυσικό επίπεδο που περιλαμβάνει το Radio και το Baseband Link layer, στα οποία συμβαίνουν:

- η διαμόρφωση: Αποτελείται από τρία είδη, την Διαμόρφωση Πλάτους, Φάσης και Συχνότητας και μετατρέπει το σήμα σε μία αποδοτικότερη μορφή για τη μεταφορά του (Radio layer)[90].
- η αποδιαμόρφωση: η ανάκτηση της αρχικής μορφής του σήματος (Radio layer).
- η μεταφορά των bits των δεδομένων από το master στους slaves, και αντίστροφα (Radio layer).
- ο καθορισμός των πακέτων, των διευθύνσεων και των τεχνικών ελέγχου της ισχύος (Baseband Link layer).

Στο αμέσως επόμενο επίπεδο υπάρχουν τα πρωτόκολλα που εποπτεύουν την επικοινωνία μεταξύ των συνδεδεμένων συσκευών, επικυρώνοντας τις συνδέσεις και κρυπτογραφώντας τα δεδομένα (Link Manager Protocol), και των ανώτερων επιπέδων με τα κατώτερα (Logical Link Control and Adaptation Protocol). Στη συνέχεια αναφέρονται αρκετά πρωτόκολλα που σχετίζονται με την αλληλεπίδραση με υπηρεσίες διαδικτύου (RFComm, WAP- Wireless Access Protocol, IP, TCP κ.λπ.) ή σε περισσότερες υπηρεσίες του Bluetooth (Service Discovery Protocol) και με τη διαχείριση των επικοινωνιών με παρόμοιο τρόπο όπως τα modem (AT Commands). Στην κορυφή, τέλος, βρίσκεται η διεπαφή με την οποία αλληλεπιδρά ο χρήστης (Applications Layer) [48,49].



Εικόνα 24: Αρχιτεκτονική της στοίβας πρωτοκόλλων για το Bluetooth [49].

Η ζήτηση για ασύρματες τεχνολογίες καθιστά το Bluetooth εργαλείο που έχει εισχωρήσει σε άπειρες συσκευές, καθώς εξασφαλίζει χαμηλή κατανάλωση, χωρίς αύξηση του κόστους. Επιπλέον, πρόκειται για μία εύκολα χρησιμοποιούμενη τεχνολογία αποστολής δεδομένων διαφόρων μορφών. Για τους παραπάνω λόγους, λοιπόν, εφαρμόζεται ευρέως και συνεχώς εξελίσσεται ακολουθώντας τις συνεχώς αυξανόμενες τεχνολογικές απαιτήσεις [48].

4.4 Bluetooth Low Energy

Στην καθημερινότητα μας χρησιμοποιούμε πλήθος συσκευών, που καταγράφουν και αποστέλλουν διαρκώς δεδομένα για εμάς. Η διαρκής αποστολή δεδομένων δημιούργησε την ανάγκη για την εύρεση τεχνολογίας η οποία καθιστά εφικτή αυτή την επικοινωνία μεταξύ των συσκευών εντός ενός προσωπικού δικτύου με όσο το δυνατόν χαμηλότερη ενεργειακή κατανάλωση. Σήμερα, η τεχνολογία αυτή υπάρχει και ονομάζεται Bluetooth Low Energy (BLE). Όπως το κλασικό Bluetooth (Bluetooth classic) έτσι και το BLE λειτουργεί στη συχνότητα των 2.4 GHz, σημειωτέον όμως ότι

μία συσκευή συμβατή για το Bluetooth classic είναι δυνατόν να μην είναι συμβατή με το BLE. Υπάρχουν, ωστόσο, συσκευές που είναι συμβατές και με τα δύο είδη.

Το εύρος των συσκευών, όπου συναντάται αυτού του είδους το πρωτόκολλο, είναι ευρύ και περιλαμβάνει έξυπνα οικιακά συστήματα αυτοματισμού, ιατρικές συσκευές, συστήματα φυσικής κατάστασης και πλοήγησης. Το κοινό χαρακτηριστικό όλων αυτών των συστημάτων είναι η μεταφορά δεδομένων μικρού μεγέθους, αλλά με χαμηλές ταχύτητες. Επιπλέον, αποτελούνται από δύο μέρη. Το μεν πρώτο αφορά στο σύνολο των αισθητήρων και γενικά των συσκευών καταγραφής των πληροφοριών (peripheral), ενώ το δεύτερο σχετίζεται με τα υπολογιστικά συστήματα (central) που τις επεξεργάζονται (laptop, smartphones, H/Y κ.λπ.). Προφανώς, για να καταναλώνεται λιγότερη ενέργεια, το κομμάτι που αφορά στις περιφερειακές συσκευές εισέρχεται περισσότερες φορές σε κατάσταση 'ύπνου'. Εδώ γεννάται ένα εύλογο ερώτημα: Για ποιο λόγο, λοιπόν, να στραφεί κάποιος σε αυτού του είδους τις τεχνικές;

Για να μπορούν να κατανοηθούν οι λόγοι, για τους οποίους χρησιμοποιείται το BLE, θα εξεταστούν τα χαρακτηριστικά που το καθιστούν μοναδικό και αναγκαίο. Αρχικά, από μόνη της η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας είναι μία επαρκής συνθήκη για να το χρησιμοποιήσει κανείς, εφόσον υπάρχει η ανάγκη για πλήθος συσκευών με υψηλή αντοχή και διάρκεια μπαταρίας. Ωσαύτως, το κόστος κατασκευής και ενσωμάτωσης δεν αυξάνεται σημαντικά, εξαιτίας των φθηνών υπομονάδων (modules). Τέλος, υπάρχει άφθονη και πολυποίκιλη πηγή διαθέσιμων πληροφοριών με ελεύθερη πρόσβαση για την τεχνολογία η οποία έχει προσληφθεί από πλήθος συσκευών. Επομένως, με προϋποθέσεις την κατανάλωση, το κόστος, την πρόσβαση στη πληροφορία και την συμβατότητα το Bluetooth Low Energy καθίσταται ανταγωνιστικό μέσο για την παροχή υπηρεσιών ανταλλαγής δεδομένων μικρού όγκου, όπου δεν απαιτούνται υψηλοί ρυθμοί μεταφοράς [50].

4.5 Σύνδεση συσκευών

Στο προηγούμενο κεφάλαιο αναφέρθηκε το γεγονός της δημιουργίας συνδέσεων μεταξύ κεντρικών και περιφερειακών συστημάτων για την επίτευξη της μεταξύ τους επικοινωνίας. Κάθε συσκευή που διαθέτει BLE για την αποστολή δεδομένων, αρχίζει από την κατάσταση κατά την οποία εκπέμπει διαφημιστικά πακέτα πληροφορίας (advertising). Η advertising κατάσταση θα μπορούσε να ερμηνευτεί ως μία διαδικασία εκπομπής σημάτων διαθεσιμότητας, κάθε 20μs- 10.24s, για την εύρεση άλλων ενεργών συσκευών και την πιθανή δημιουργία συζεύξεων. Το διάστημα αποστολής των μηνυμάτων παίζει σημαντικό ρόλο στην κατανάλωση της ενέργειας και για αυτό το λόγο όταν επιθυμείται χαμηλότερη κατανάλωση, τότε επιλέγονται μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα.

Με την εξέλιξη του Bluetooth (Bluetooth 5) προστέθηκε ένα σημαντικό χαρακτηριστικό στη λειτουργία των advertising πακέτων. Πλέον παρέχεται η δυνατότητα περιοδικής αποστολής, που είναι σημαντική για τη λειτουργία συστημάτων όπου χρειάζονται διαρκείς καταγραφές και ενημερώσεις δεδομένων. Από τα 40 κανάλια αποστολής δεδομένων, τα 3 (κανάλια 37,38,39) από αυτά είναι αφιερωμένα σε αυτή τη διαδικασία και μπορεί να ανήκουν σε 3 βασικές κατηγορίες:

1. connectable: Για τη δημιουργία σύνδεσης, ενώ στην αντίθετη περίπτωση ανήκουν τα non-connectable κανάλια.
2. scannable: Για την αποστολή επιπλέον δεδομένων, μέσω της αποστολής scan requests. Σε αυτή την περίπτωση ο αποστολέας απαντάει με τα επιπλέον δεδομένα, μέσω του scan response. Αντίστοιχα, υπάρχουν οι non- scannable συσκευές για τις οποίες δεν ισχύουν τα παραπάνω.
3. directed: Για την αποστολή προς συγκεκριμένους κόμβους. Όταν η αποστολή δεν είναι κατευθυνόμενη, τότε ανήκει στην κατηγορία των undirected.

Όπως προαναφέρθηκε, κάθε συσκευή αρχίζει με την αποστολή διαφημιστικών πακέτων. Στην αρχή, κάθε περιφερειακή συσκευή (peripheral) αποστέλλει advertising μηνύματα, τα οποία γίνονται αντιληπτά από τη κεντρική συσκευή (central). Όταν η κεντρική συσκευή επιθυμεί τη δημιουργία ζεύξης, τότε απαντάει στη περιφερειακή με ένα αίτημα (connection request). Στο σημείο αυτό θεωρείται ότι επιτυγχάνεται η σύνδεση, οπότε εκκινείται η αποστολή πακέτων δεδομένων, η οποία πλέον μπορεί να έχει αμφίδρομη κατεύθυνση. Από τη στιγμή που ολοκληρώνεται η σύνδεση παύουν να καλούνται οι επιμέρους συσκευές περιφερειακές ή κεντρικές, ενώ αναλαμβάνουν τους ρόλους master-slave. Οι βασικές παράμετροι των συνδέσεων είναι:

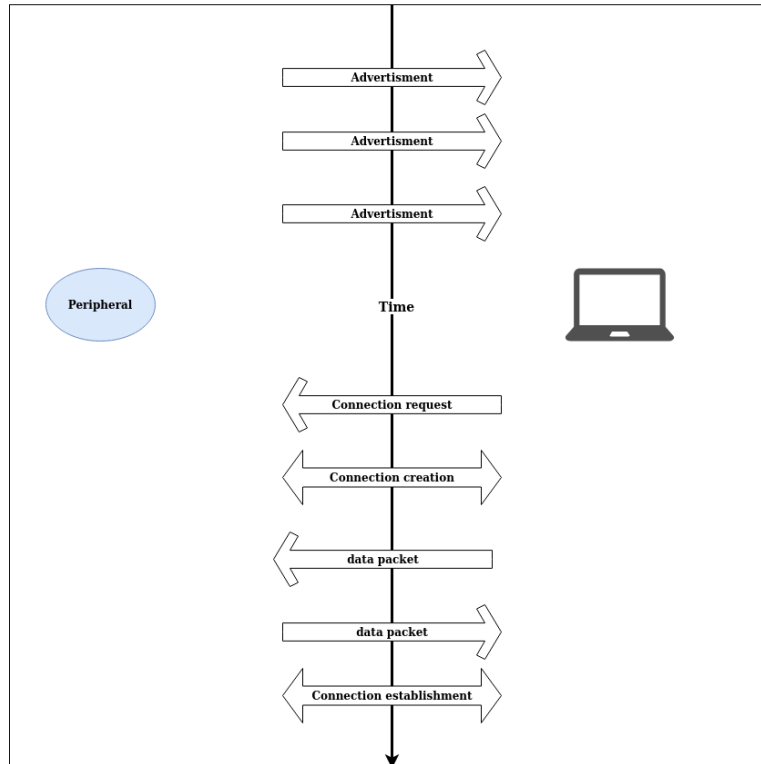
1. Connection interval: Για να συνδεθούν οι δύο συσκευές χρειάζεται να στείλουν η μία στην άλλη μηνύματα. Στην περίπτωση που το περιφερειακό σύστημα δεν έχει δεδομένα για να στείλει, τότε στέλνει κενά πακέτα. Το διάστημα αυτό ονομάζεται connection interval και έχει διάρκεια 7.5μs - 4s.
2. Slave latency: Κάθε slave έχει το δικαίωμα να αγνοήσει τα πακέτα συνδέσεων που στέλνει ο master όταν βρίσκεται σε κατάσταση “ύπνου”, γεγονός που δημιουργεί κάποιες καθυστερήσεις.
3. Supervision timeout: Το διάστημα, που μπορεί να έχει διάρκεια 100μs-32s από την τελευταία ανταλλαγή πληροφοριών, κατά την οποία θεωρείται ότι χάθηκε η σύνδεση. Οι παράμετροι Slave latency και Supervision timeout πρέπει να πληρούν τη σχέση:

$$\text{Supervision timeout} > (1 + \text{Slave latency}) * \text{Connection interval} * 2,$$

για Slave latency ≤ 500

4. Channel hop: Όταν κάποια κανάλια χαρακτηρίζονται από θόρυβο, δίνεται η δυνατότητα να παραλειφθούν. Αν για παράδειγμα, η παράμετρος hop ισούται με 3, αυτό σημαίνει ότι, ξεκινώντας από το κανάλι στη θέση 0, το επόμενο

κανάλι, στο οποίο θα συντονιστούν οι συσκευές για να συνδεθούν, είναι το τρίτο [50].



Εικόνα 25: Διαδικασία σύνδεσης μεταξύ δύο συσκευών. Διακρίνονται τα διαφημιστικά πακέτα, το αίτημα για σύνδεση, τα πακέτα δεδομένων και η ολοκλήρωση της διαδικασίας [50].

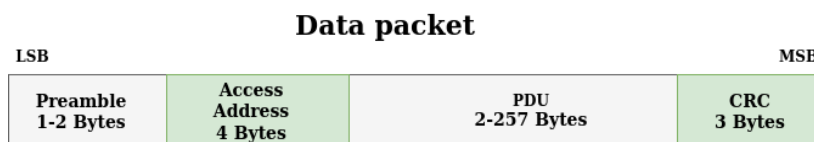
5. Πακέτα δεδομένων και κωδικοποίηση

5.1 Εισαγωγή

Τα δεδομένα τα οποία λαμβάνονται από το εμφυτευμένο σύστημα, ως προς την ποιότητά τους, σχετίζονται άμεσα με αυτά τα οποία στο τέλος θα αποθηκευτούν και θα αποσταλούν στον υπολογιστή. Για τη μετάδοση η δομή των στοιχείων αυτών θα πρέπει επιτακτικά να διατηρηθεί ποιοτικά και ποσοτικά. Η πληροφορία που μεταφέρεται υπόκειται σε αναπροσαρμογή, ώστε να χωρέσει σε ειδικά πακέτα δεδομένων, για τα οποία κατά τη μεταφορά τους το κόστος ενέργειας πρέπει να είναι χαμηλό. Προς επίτευξη του σκοπού αυτού της μείωσης της ενέργειας, πριν το πακετάρισμα η πληροφορία συμπίεζεται και κωδικοποιείται και εν συνεχεία αποστέλλεται μέσω του πρωτοκόλλου που επιτελεί τη σύνδεση και την επικοινωνία των επιμέρους συσκευών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την μείωση τόσο αποθηκευτικού χώρου που χρειάζεται για την προσωρινή διατήρηση των δεδομένων όσο και την ελάττωση της ποσότητας των πακέτων που μεταδίδονται. Στο σημείο αυτό θα αναλυθούν οι τρόποι οργάνωσης των πακέτων αποστολής και οι αλγόριθμοι με τους οποίους τελεσφορείται η συμπίεση βιοσημάτων με χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση.

5.2 Πακέτα δεδομένων

Για την αποστολή δεδομένων είναι αναγκαία η εκ των προτέρων οργάνωσή τους σε πακέτα, τα οποία έχουν μία βασική μορφή, ανεξαρτήτως του αν είναι διαφημιστικά ή απλά δεδομένα. Όσον αφορά στη σύστασή τους, στην αρχή κάθε πακέτου υπάρχει μία ακολουθία 8-16 bits, που ακολουθείται από το access address μεγέθους 32 bits. Στη συνέχεια, τοποθετείται το Protocol Data Unit (PDU), που διακρίνεται ανάλογα με το είδος του πακέτου, ενώ στο τέλος υπάρχει το CRC μεγέθους 24 bits.

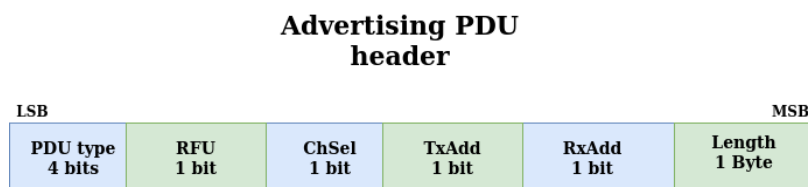


Εικόνα 26: Χαρακτηριστική μορφή πακέτου δεδομένων[50].

- **Preamble:** Δυαδική ακολουθία 8-16 bits, ανάλογα με το είδος του φυσικού επιπέδου PHY (8 bits για LE 1M PHY, 16 bits για LE 2M PHY), που χρησιμεύει στο συχνοτικό συγχρονισμό, έλεγχο των σημάτων (Automatic Gain Control - AGC) και την εκτίμηση του χρονισμού των συμβόλων.

- Access address: Ακολουθία 32 bits, καθοριζόμενη από το επίπεδο LL με βάσει ορισμένους κανόνες, με σκοπό την αναγνώριση και το διαχωρισμό των διαφορετικών συνδέσεων. Οι κανόνες αυτοί είναι:
 1. Μοναδικότητα του access address για κάθε σύνδεση.
 2. Διαφοροποίηση του access address από τα ήδη υπάρχοντα advertising πακέτα.
 3. Αποφυγή 6 συνεχόμενων άσσων ή μηδενικών.
 4. Δεν μπορεί να ανήκει σε advertising κανάλια.
 5. Διαφοροποίηση από advertising access address σε παραπάνω από ένα μόνο bit.
 6. Τα επιμέρους bytes δεν επιτρέπεται να είναι ίδια.
 7. Όχι παραπάνω από 24 μεταβάσεις από μηδέν σε ένα.
 8. Στα 6 περισσότερα σημαντικά bits μπορεί να διαθέτει το λιγότερο 2 μεταβάσεις.
- Cyclic Redundancy Check (CRC): Αλληλουχία 24 bits για τον έλεγχο των δεδομένων με τη χρήση πολωνύμου [50].

5.3 PDU για advertising πακέτα



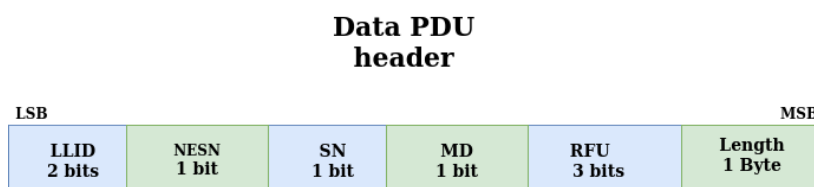
Εικόνα 27: Header διαφημιστικών πακέτων.

Κάθε διαφημιστικό πακέτο πληροφορίας διαφέρει από τα απλά πακέτα δεδομένων ως προς τη δομή του Protocol Data Unit. Στην αρχή κάθε τέτοιου πακέτου καθορίζεται το είδος του ως προς τη συνδεσιμότητα, την αποστολή scan requests και την κατευθυνόμενη επικοινωνία. Επιπρόσθετα, υπάρχουν ειδικοί τύποι για την περιοδική αποστολή των πακέτων (AUX_SYNC_IND) και την επέκταση των διαφημιστικών δεδομένων (AUX_CHAIN_IND). Στο αμέσως επόμενο κομμάτι υπάρχουν δεσμευμένα bits, τα οποία δύνανται να χρησιμοποιηθούν σε επόμενα στάδια (RFU- Reserved for Future Use), ενώ λίγο πριν την ωφέλιμη πληροφορία δίνεται το μέγεθος της σε bytes (length), ολοκληρώνοντας, έτσι, τη δομή του header [50].

PDU type	Connectable	Scannable	Directed
ADV_IND	•	•	
ADV_DIRECT_IND	•		•
ADV_NONCONN_IND			
ADV_SCAN_IND		•	
ADV_EXT_IND	only for directed	only for directed	•
AUX_ADV_IND	only for directed	only for directed	•

Πίνακας 1: Πίνακας που περιέχει τους διάφορους τύπους PDU και το πότε χρησιμοποιούνται [50].

5.4 PDU για πακέτα δεδομένων



Εικόνα 28: Header PDU πακέτου δεδομένων.

Παρόμοια, με τα διαφημιστικά πακέτα, τα απλά πακέτα δεδομένων έχουν και αυτά headers που αποτελούνται από τμήματα που επιτελούν διαφορετικές λειτουργίες. Αρχικά, υπάρχει το Logical Link Identifier (LLID) που προσδιορίζει τον τύπο του καναλιού (δεδομένων ή ελέγχου). Ακολουθείται από το Next Expected Sequence Number (NESN), που χρησιμεύει στην επιβεβαίωση των δεδομένων (acknowledgement) και το Sequence Number (SN) για την ταυτοποίηση των πακέτων από το Link Layer. Τα τελευταία bits είναι αφιερωμένα για το προσδιορισμό της ύπαρξης παραπάνω δεδομένων, για μελλοντική χρήση (RFU) και για την έκφραση του μεγέθους (length) της χρήσιμης πληροφορίας (payload). Προαιρετικά, μετά το payload υπάρχει μία ακολουθία 24 bits για το Message Integrity Check (MIC), στις περιπτώσεις

που απαιτείται περαιτέρω κωδικοποίηση για την παροχή μεγαλύτερης ασφάλειας [50].

5.5 Συμπίεση

Με τον όρο συμπίεση, στην επιστήμη των Υπολογιστών, εννοείται ο περιορισμός ή η ελαχιστοποίηση των bits αναπαράστασης ενός αρχείου ή σήματος, ώστε για την αποθήκευση ή την αποστολή του να καταλαμβάνεται όσο το δυνατόν λιγότερος χώρος και να απαιτείται χαμηλούς κόστους τεχνολογία για την ανάπτυξή του. Διακρίνεται στην απωλεστική (lossy) και στη μη απωλεστική (lossless). Κατά την απωλεστική συμπίεση το πρόγραμμα επεξεργάζεται τα δεδομένα που λαμβάνει και επιλεκτικά διακρίνει τη χρήσιμη πληροφορία την οποία απομονώνει, προκαλώντας μια σχετική αλλοίωση στην ποιότητα του σήματος. Στη δεύτερη περίπτωση, στη μη απωλεστική έχουμε την πρόσληψη ολόκληρου του σήματος και την κωδικοποίηση του, με τέτοιο τρόπο ώστε να μην επέρχεται αλλοίωση και να είναι εφικτή η ανάκτηση του. Εκτός από τις δύο βασικές κατηγορίες κωδικοποίησης που αναφέρθηκαν, βασικό σημείο το οποίο θα πρέπει ενδελεχώς να διερευνηθεί είναι οι τρόποι συρρίκνωσης των δεδομένων και για τους οποίους θα γίνει λόγος στα επόμενα κεφάλαια [51].

5.6 Αλγόριθμοι κωδικοποίησης

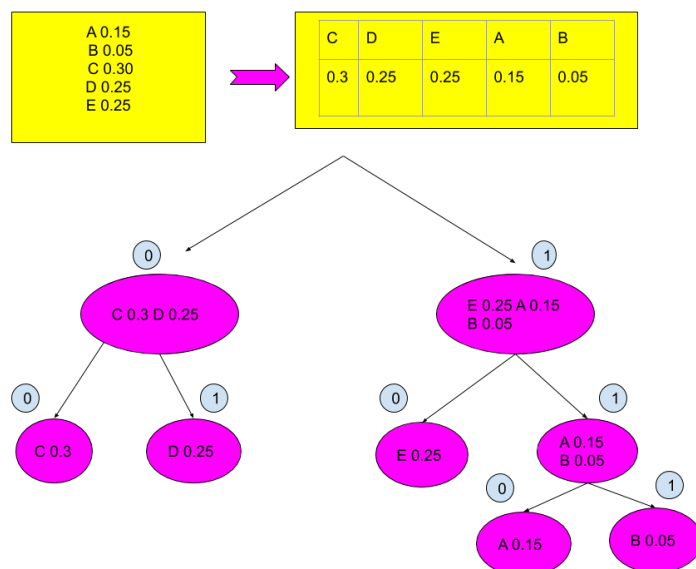
5.6.1 Shannon Fano Technique

Το 1949, με αφορμή την επιστημονική εργασία των Shannon και Fano, προτάθηκε ένας αλγόριθμος κωδικοποίησης δεδομένων, ο οποίος στηρίζεται στην αντίληψη ότι χαρακτήρες που εμφανίζονται μέσα στις ροές των πληροφοριών, θα ήταν προτιμότερο να κωδικοποιούνται με βάση τη συχνότητα εμφάνισής τους. Για να συμβεί αυτό, διακρίνεται το μήνυμα της πληροφορίας στα επιμέρους σύμβολα που το απαρτίζουν, και για κάθε ένα από αυτά υπολογίζεται η συχνότητα ή η πιθανότητα που τείνει να εμφανίζεται μέσα στο μήνυμα. Εφόσον, λοιπόν, υπολογιστούν οι πιθανότητες αυτές, δημιουργείται μία λίστα αποτελούμενη από όλα τα σύμβολα συνοδευόμενα από τις συχνότητές τους.

Στο αμέσως επόμενο στάδιο, κατατάσσονται όλα τα σύμβολα της λίστας, τα οποία έχουν καταγραφεί, από το πιο πιθανό προς το λιγότερο πιθανό χαρακτήρα και χωρίζονται σε δύο ομάδες. Η μία ομάδα περιέχει τους πιο πιθανούς χαρακτήρες και η δεύτερη τους λιγότερους πιθανούς, κατανεμημένοι, όμως, με τέτοιο τρόπο, έτσι ώστε το άθροισμα των πιθανοτήτων των συμβόλων της μιας ομάδας να μην απέχει πολύ ή καθόλου από το αντίστοιχο άθροισμα των πιθανοτήτων της άλλης ομάδας. Επιπλέον,

η ομάδα με τους πιθανότερους χαρακτήρες λαμβάνει το bit 0, ενώ η άλλη το bit 1. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται και, έτσι, κάθε ομάδα χωρίζεται σε υποομάδες με τα ίδια ακριβώς κριτήρια πιθανότητας, δημιουργώντας ένα δέντρο όπου από κάθε γονικό κόμβο προκύπτει ένα αριστερό παιδί με τιμή μηδέν και ένα δεξιό με τιμή ένα, έως ότου σε κάθε υποομάδα να μείνει ένα μόνο σύμβολο.

Σε αυτό το σημείο έχει προκύψει ένα δέντρο, όπου τα φύλλα του είναι απλά σύμβολα, οι κωδικοί των οποίων υπολογίζονται από την τοποθέτηση των bit που χαρακτηρίζουν το μονοπάτι από τη ρίζα μέχρι εκείνα. Αναμένεται ότι ο μέγιστος αριθμός bit για κάθε χαρακτήρα είναι $-\log_2(p_x)$, στρογγυλοποιημένο προς τα πάνω. Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι σύμβολα με υψηλή συχνότητα εμφάνισης, θα κωδικοποιούνται με όσο το δυνατόν λιγότερα bits και με αυτόν τον τρόπο να επιτυγχάνεται η συμπίεση της αρχικής πληροφορίας [52,53].



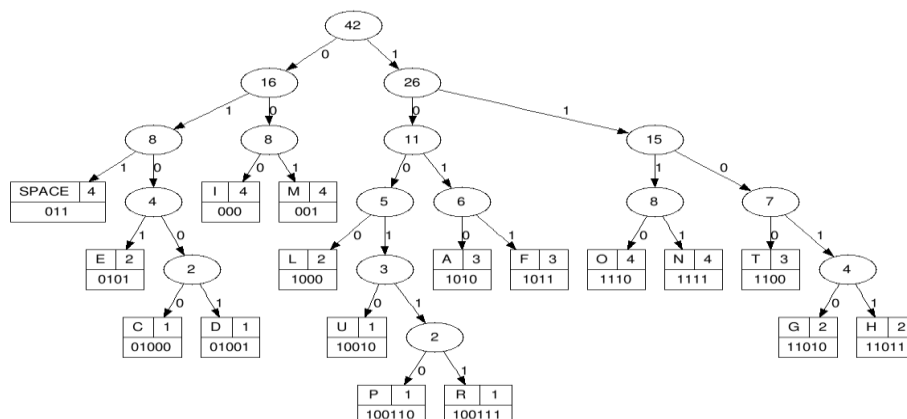
Εικόνα 29: Παράδειγμα Shannon-Fano κωδικοποίησης, όπου φαίνεται η ταξινόμηση και η σταδιακή δημιουργία του δέντρου αναπαράστασης.

5.6.2 Huffman Coding

Λίγα χρόνια αργότερα ο Huffman (1952), παρουσίασε έναν αλγόριθμο κωδικοποίησης που εκ πρώτης όψεως μοιάζει πολύ με τον Shannon-Fano. Η πεποίθηση αυτή στηρίζεται στο γεγονός ότι και οι δύο τεχνικές βασίζονται στη διατήρηση χαμηλής εντροπίας, δηλαδή όσο πιο συχνά υπάρχει ένα σύμβολο μέσα στο υπό κωδικοποίηση μήνυμα, τόσο πιο λίγα ψηφία χρειάζονται για να το κωδικοποιήσουν. Σε τι όμως διαφοροποιούνται;

Όπως και στην περίπτωση του προηγούμενου αλγορίθμου, σε κάθε χαρακτήρα της κωδικοποιούμενης πληροφορίας αντιστοιχίζεται ένα βάρος (weight), το οποίο αντικατοπτρίζει τη συχνότητα εμφάνισής του. Όλα αυτά τα σύμβολα και τα βάρη τους κατατάσσονται έτσι ώστε να προκύψει μία λίστα όπου στο ένα άκρο της θα βρίσκονται όσα έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης και στο άλλο άκρο όσα έχουν μικρότερη πιθανότητα να εμφανιστούν. Στη συνέχεια, αθροίζονται οι δύο μικρότερες πιθανότητες και το άθροισμά τους τοποθετείται σε έναν κόμβο, με παιδιά τα σύμβολα στα οποία αντιστοιχούν οι αθροισμένες πιθανότητες. Αντίστοιχα, αθροίζονται οι δύο επόμενες μικρότερες πιθανότητες και ο νέος κόμβος με τα παιδιά του τοποθετείται στο υπό κατασκευή δέντρο. Επομένως, η τεχνική αυτή αφορά τη δημιουργία ενός δέντρου με κατεύθυνση από τα φύλλα προς τη ρίζα και επαναλαμβάνεται τόσες φορές μέχρι τον υπολογισμό του κόμβου που περιέχει το άθροισμα όλων των βαρών. Συνοψίζοντας τον αλγόριθμο:

1. Υπολογισμός των βαρών των συμβόλων που πρόκειται να κωδικοποιηθούν.
2. Κατάταξη των συμβόλων σύμφωνα με την πιθανότητα εμφάνισης τους.
3. Άθροισμα των δύο μικρότερων πιθανοτήτων.
4. Δημιουργία δέντρου με κατεύθυνση από τα φύλλα προς τη ρίζα, με κόμβους που αφορούν στα αθροίσματα του βήματος 3.
5. Κάθε κόμβος του βήματος 4 θα έχει για παιδιά τα σύμβολα από όπου προέκυψε το άθροισμα του. Επιπλέον, το δεξί παιδί θα λαμβάνει το bit 1, ενώ το αριστερό το bit 0.
6. Επαναλαμβάνεται έως ότου φτάσει στην κορυφή και προκύψει ο κόμβος με το άθροισμα όλων των πιθανοτήτων (ρίζα).
7. Οι κωδικοποιήσεις υπολογίζονται από τη διαδοχική καταγραφή των bit που συνοδεύουν τους κόμβους κατά μήκος του μονοπατιού από τη ρίζα προς το επιθυμητό σύμβολο [54].



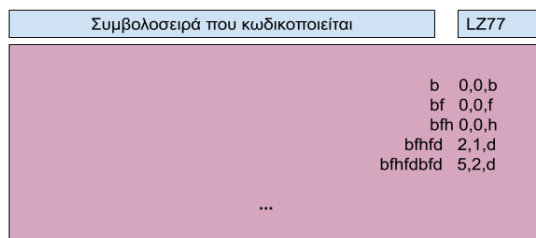
Εικόνα 30: Δέντρο κωδικοποίησης Huffman. Κοντά στην κορυφή υπάρχουν τα περισσότερα πιθανά σύμβολα, ενώ όσο προχωράει προς τα κάτω οι πιθανότητες εμφάνισης των συμβόλων μειώνεται [55].

5.6.3 LZ77 & LZ78 τεχνικές

Ανάμεσα στους αλγορίθμους τη μη απωλεστικής συμπίεσης συγκαταλέγονται τεχνικές που βασίζονται στη δημιουργία λεξικού με τη χρήση κυλιόμενων παραθύρων (sliding windows). Η μέθοδος αυτή επιτρέπει την αναδρομή σε προηγούμενη κωδικοποιημένη πληροφορία και τη συσχέτισή της με τη πληροφορία που πρόκειται να συμπιεστεί. Σε αυτή τη λογική βασίζονται και οι αλγόριθμοι LZ77 (Lempel Ziv 77) και LZ78 (Lempel Ziv 78), όπου ο καθένας παράγει σαν έξοδο την κωδικοποίηση με τις σχετικές συσχετίσεις.

Στην περίπτωση του LZ77 η κωδικοποίηση αποτελείται από τρία μέρη, την απόσταση από την αντίστοιχη παρόμοια φράση του λεξικού, το μέγεθος της έκφρασης και το νέο επόμενο σύμβολο. Για να καταλήξει, όμως, σε αυτή τη μορφή υπάρχουν κάποια βήματα που υλοποιούνται, τα οποία είναι τα εξής:

1. Ο αλγόριθμος αρχίζει από το πρώτο σύμβολο και, επειδή αυτό δεν υπάρχει στο λεξικό, η απόσταση και το μέγεθος του αντίστοιχου κωδικού παίρνουν τις τιμές μηδέν.
2. Για κάθε νέα εισαγωγή ελέγχεται αν υπάρχει κάποια παρόμοια έκφραση ήδη καταχωρημένη. Αν ναι, τότε βρίσκει την απόσταση από αυτή την έκφραση και τη συγκρατεί μαζί με το μήκος της και το νέο επόμενο χαρακτήρα που ακολουθεί.
3. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται τόσες φορές μέχρι να κωδικοποιηθεί όλη η ακολουθία [56].



Εικόνα 31 : Αναπαράσταση σταδιακής κωδικοποίησης μίας συμβολοσειράς με τη μέθοδο LZ77. Διακρίνονται οι τρεις δείκτες απόστασης, μεγέθους και νέου συμβόλου.

Στη ίδια λογική στηρίζεται και ο LZ78, μόνο που αυτή τη φορά διατηρείται μόνο η αναφορά σε προηγούμενη καταγραφή του λεξικού μαζί με τον νέο χαρακτήρα που προστίθεται. Γενικά τα βήματα που πραγματοποιούνται είναι παρόμοια με την προαναφερθείσα διαδικασία, με τη διαφορά ότι, κάθε φορά που συναντάται μια ακολουθία χωρίς προϋπάρχουσα αναφορά, δημιουργείται ο κωδικός που απαρτίζεται από ένα μηδενικό και το νέο χαρακτήρα. Όταν, αντίστοιχα, υπάρχει προηγούμενη αναφορά, ο αλγόριθμος βρίσκει το σημείο της αναφοράς και το σημειώνει μαζί με το επόμενο καινούργιο σύμβολο. Κατασκευάζει, λοιπόν, μία λίστα από φράσεις μέχρι να πάψει να βρίσκει νέα σύμβολα και αυτό συμβαίνει τόσες φορές όσες περίπου το μήκος της ακολουθίας [57].

Συμβολοσειρά	Index	LZ78
B	1	0,B
F	2	0,F
FH	3	2,H
BH	4	1,H
BHF	5	4,F
FHB	6	3,B

Εικόνα 32: Αναπαράσταση δημιουργίας λεξικού σύμφωνα με την τεχνική LZ78.
Για κάθε ακολουθία καταγράφεται η θέση όπου υπάρχει η προηγούμενη αναφορά της και το νέο σύμβολο.

5.6.4 Lempel- Ziv- Welch

Το 1980 εισήχθη μία καινούργια τεχνική στην κατηγορία των αλγορίθμων που βασίζονται στη δημιουργία λεξικών. Ανήκει στις μη απωλεστικές μεθόδους συμπίεσης όπου δημιουργούνται πίνακες εύρεσης συμβολοσειρών, με τις αντίστοιχες κωδικοποιήσεις [60]. Στην αρχή κάθε κωδικοποίησης δημιουργείται ο πίνακας που περιέχει όλα τα σύμβολα με τους κωδικούς και τη θέση τους. Έτσι, κάθε φορά που έρχεται μία νέα συμβολοσειρά ελέγχεται η εμφάνισή της μέσα στον πίνακα, που σημαίνει ότι κάθε ακολουθία μαζί με το αμέσως επόμενο στοιχείο εξετάζεται συνολικά για την ύπαρξή της. Με αυτόν τον τρόπο εντοπίζονται επαναλαμβανόμενες ακολουθίες ή προστίθενται νέες, ωστόσο τελειώσουν τα δεδομένα που συμπίεζονται [58].

Όσον αφορά τα δεδομένα για τα οποία ενδείκνυται, απευθύνεται κυρίως σε περιπτώσεις συμπίεσεων κειμένων, όμως με κάποιους περιορισμούς. Ο πρώτος περιορισμός αφορά την ποσότητα των δεδομένων που κωδικοποιούνται. Συγκεκριμένα, εφόσον δεσμεύεται χώρος για την αποθήκευση των συμβόλων, όταν τα δεδομένα είναι πάρα πολλά, τότε αυξάνονται και οι ανάγκες για χωρητικότητα, ενώ στην αντίθετη περίπτωση που τα δεδομένα είναι πολύ λίγα, μπορεί να μη προκύψει πρόβλημα υπερχειλίσης αλλά η συμπίεση των δεδομένων δε θεωρείται σημαντική. Επιπλέον δε λαμβάνεται υπόψη ότι οι μεγάλες ακολουθίες δεν έχουν τόσο μεγάλη πιθανότητα να επαναληφθούν ή να επαναλαμβάνονται συχνά, με αποτέλεσμα να ελαττώνεται η επίδραση του αλγορίθμου στην μείωση των δεδομένων, αναφορικά με τον συγκεκριμένο παράγοντα [58].

5.6.5 Compressive sensing – CS

Σε εφαρμογές που καταγράφονται μονοδιάστατα αραιά σήματα, η συμπίεση των δεδομένων μπορεί να επιτευχθεί με τη μέθοδο της συμπιεστικής καταγραφής (Compressive sensing- CS). Σε αυτή την περίπτωση κάθε σήμα αντιμετωπίζεται σαν ένα μονοδιάστατο μητρώο μήκους N , το οποίο όταν πολλαπλασιαστεί με ένα δισδιάστατο μητρώο $M \times N$ ($M \ll N$), παράγει ένα μονοδιάστατο σήμα $M \times 1$. Όπως φαίνεται το παραγόμενο σήμα περιέχει λιγότερη πληροφορία, χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι χάνονται σημαντικά δεδομένα που θα απέτρεπαν την ανάκτηση του αρχικού σήματος.

$$y = \Phi x \quad (1),$$

όπου x είναι το αραιό σήμα που θα συμπιεστεί και Φ ο πίνακας τυχαίων τιμών $M \times N$ (CS measurement matrix) [59,61].

Με βάση τη σχεδιαστική παράμετρο του συστήματος της παρούσας εργασίας, η κατάλληλη επιλογή του συμπιεστικού μητρώου Φ μπορεί να βελτιώσει την ενεργειακή κατανάλωση, ελαττώνοντας τις υπολογιστικές σπατάλες. Μία προτεινόμενη μορφή πινάκων που μπορεί να χρησιμοποιηθούν είναι τα αραιά δυαδικά μητρώα μεγέθους ($M \times N$), τα οποία αποτελούνται από τυχαίους, ανεξάρτητα και πανομοιότυπα κατανομημένους δυαδικούς συντελεστές, που όταν πολλαπλασιάζονται με το αρχικό σήμα απομονώνουν διαφορετικές τιμές του. Οι τιμές που έχουν προκύψει από κάθε γραμμή προστίθενται και σταδιακά δημιουργείται το συμπιεσμένο σήμα.

$$y_i = \sum x_{pi}^j \quad [62]$$

Με την προαναφερθείσα μέθοδο επιτελείται μικρότερη κατανάλωση ενέργειας σε σχέση με άλλες μεθόδους, όπως είναι οι Gaussian [61,62] ή οι Bernoulli πίνακες, όπου απαιτούνται πολλές πράξεις, υπάρχει δυσκολία υλοποίησης σε συστήματα αισθητήρων λόγω των προαπαιτούμενων γεννητριών [61,62] και συναντώνται αυξημένες ανάγκες σε επίπεδο ισχύος [61,63].

Ωστόσο, είναι προφανές πως δεν είναι όλα τα σήματα αραιοί πίνακες, ενώ μερικά από αυτά περιλαμβάνουν έναν ορισμένο αριθμό μηδενικών στοιχείων (k -sparse) ή είναι προσεγγιστικά αραιά. Στην κατηγορία των σημάτων που δεν είναι απολύτως αραιά ανήκουν τα EEG σήματα, τα οποία, προκειμένου να αποκτήσουν περισσότερες μηδενικές τιμές, μετασχηματίζονται κατάλληλα. Για τα εγκεφαλικά σήματα, που προέρχονται από καταγραφές κατά τη διάρκεια επιληπτικών κρίσεων, χρησιμοποιούνται τεχνικές μετασχηματισμού Gabor, καθώς επιτρέπουν την ορθότερη χρονική και συχνотική παρατήρηση των αλλαγών και των χαρακτηριστικών της εγκεφαλικής δραστηριότητας [61,64]. Γενικά, όμως, δύνανται να χρησιμοποιηθούν μετασχηματισμοί όπως Fourier, κυματιδίων και τμηματικών πολωνυμικών

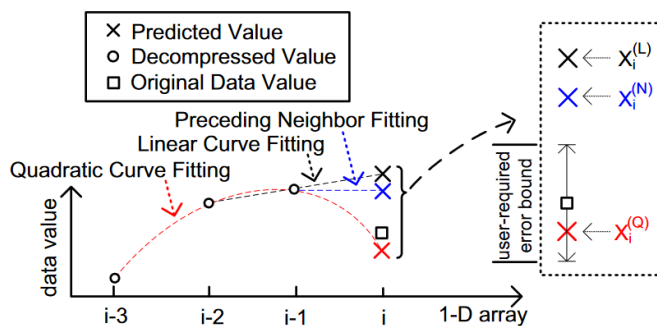
(3), Σύμφωνα με (1) προκύπτει

$$y = \Phi D z \quad (4)$$

$$y = Az \quad (5)$$

D	1	N : 11	C ₆₀	(PME)	/	/	/	/S	/
---	---	--------	-----------------	-------	---	---	---	----	---

- Preceding Neighbor fitting (PNF): απαιτείται μόνο ένα πρόδρομο σημείο για την πρόβλεψη μίας τιμής [66].
- Linear-Curve Fitting (LCF): απαιτούνται δύο πρόδρομα σημεία για κάθε πρόβλεψη [66].
- Quadratic-Curve Fitting (QCF): απαιτούνται τρία πρόδρομα σημεία για κάθε πρόβλεψη [66].



Εικόνα 33: Γράφημα διαφορετικών καμπύλων για την πρόβλεψη των δεδομένων από τα γειτονικά τους σημεία [66].

Συνεχίζοντας, οι συντελεστές πρόβλεψης κωδικοποιούνται, έπειτα από κβαντοποίηση και εφαρμόζεται κάποια μέθοδος μη απωλεστικής συμπίεσης (Huffman ή LZ77) [65].

Στο πεδίο των IoT συσκευών για την κατασκευή ενεργειακά αποδοτικών συστημάτων, χρησιμοποιούνται αλγόριθμοι όπως ο SZ. Στην εικόνα διακρίνεται ο ψευδοκώδικας για μία τέτοια εφαρμογή, στην οποία συλλέγονται δεδομένα από αισθητήρες και αποθηκεύονται με τη μορφή πινάκων $M \times N$, όπου M είναι ο αριθμός των δειγμάτων και N ο αριθμός των παραμέτρων-χαρακτηριστικών. Τα πολυδιάστατα δεδομένα, στη συνέχεια, υπόκεινται σε μία διαδικασία μετατροπής τους σε μονοδιάστατο μητρώο, το οποίο εισέρχεται σε ένα σύστημα κωδικοποίησης στο οποίο εφαρμόζεται η SZ συμπίεση. Με την ολοκλήρωση της προαναφερθείσας διαδικασίας η κωδικοποιημένη πληροφορία είναι έτοιμη προς μετάδοση [67].

Algorithm 1 Proposed compression scheme

Require: E (error bound)

```

1: while Energy > 0 AND Sensors_status = ON do
2:   for each period do
3:     data[M, N] ← collected sensors data
4:     input[M × N] ← Flatten(data)
5:     bin_output ← adapted_SZ(input, E, M, N) (Alg 2)
6:     transmit_Data(bin_output)
7:   end for
8: end while

```

Εικόνα 34: Αλγόριθμος κωδικοποίησης σημάτων από αισθητήρες με τη χρήση της τεχνικής SZ [67].

5.6.7 Τεχνική κωδικοποίησης για MCEEG (multichannel EEG) σήματα

Ένα σήμα προερχόμενο από τον εγκέφαλο δύναται να υποστεί κάποια μορφή ομαλοποίησης, με απώτερο σκοπό τον περιορισμό των τιμών του ανάμεσα σε ένα επιθυμητό διάστημα $[a, b]$. Για τη λήψη ενός τέτοιου σήματος συμβάλλουν πολλά ηλεκτρόδια (multichannel), ενώ τα κανάλια που λαμβάνονται μπορούν να οργανωθούν σε ένα πίνακα δύο διαστάσεων, όπου κάθε γραμμή συγκρατεί τα δείγματα που λαμβάνονται από κάθε κανάλι ανάλογα με τη συχνότητα δειγματοληψίας. Πώς, όμως, υπολογίζεται η συμπίεσμένη έξοδος;

Πρακτικά, ο πίνακας των δεδομένων υπόκειται σε μία διαδικασία ομαλοποίησης από όπου προκύπτουν διμερή αποτελέσματα, με ένα ακέραιο και ένα δεκαδικό κομμάτι. Αυτά τα μέρη κωδικοποιούνται ξεχωριστά και έτσι λαμβάνουμε το συμπίεσμένο σήμα. Αναλυτικότερα:

1. Υπολογίζονται όλες οι μέγιστες και οι ελάχιστες τιμές κάθε καναλιού και αποθηκεύονται στους αντίστοιχους πίνακες X_{min} , X_{max} .
2. Το αρχικό σήμα υφίσταται μία προσαρμογή των τιμών του όπως αυτή δίνεται από τη συνάρτηση:

$$h(x) = a + \frac{(X - X_{min}) * (b - a)}{X_{max} - X_{min}}.$$

(6)

όπου τα X_{min} και X_{max} είναι οι μέγιστες και οι ελάχιστες τιμές, X ο πίνακας με τα δεδομένα και τα a, b που ορίζουν το διάστημα της προσαρμογής.

3. Οι τιμές που υπολογίζονται διακρίνονται στο ακέραιο και το δεκαδικό τους κομμάτι.
4. Το ακέραιο μέρος συμπίεζεται με τη χρήση του αλγορίθμου RLE.
5. Το δεκαδικό μέρος παράγει μία σειρά από bit βάσει:

$$b = a_0 m^{-1} + a_1 m^{-2} + \dots + a_{(k+1)} m^{-k}$$

(7)

,όπου m είναι η βάση του αριθμητικού συστήματος, k η ανάλυση (12-16 bits για MCEEG σήματα) και a τα ψηφία του αριθμητικού συστήματος.

6. Αποθήκευση των συμπιεσμένων δεδομένων σε μορφή Byte [68].

5.6.8 DCT

Ανάμεσα στις διάφορες τεχνικές συμπίεσης περιλαμβάνονται οι αλγόριθμοι που μετασχηματίζουν τα σήματα σε διάφορα πεδία όπως το πεδίο του χρόνου και το πεδίο της συχνότητας. Αυτή η μετάβαση από μία κατάσταση σε μία άλλη επιτυγχάνεται διά της μεθόδου που είναι γνωστή ως Διακριτός Μετασχηματισμός Συνημιτόνου (Discrete Cosine Transform), με τον οποίο επιτυγχάνεται ελάττωση της πληροφορίας, καθώς κάθε σήμα εκφράζεται από τους αντίστοιχους συντελεστές του [69,70]. Αυτοί προκύπτουν από το μαθηματικό τύπο:

$$X = \omega(k) \sum x(n) \cos(\pi(n - 0.5)(k - 1)/N)$$

(8)

, όπου X είναι το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού, N το μέγεθος του σήματος, $\omega(k)$ ισούται με $(2/n)^{0.5}$ για τιμές του k διαφορετικές του ενός και $(1/n)^{0.5}$ για $k=1$, όπου $k=1, \dots, N-1$ [2,3]. Ο αντίστροφος μετασχηματισμός συνημιτόνου υπολογίζεται από τον τύπο:

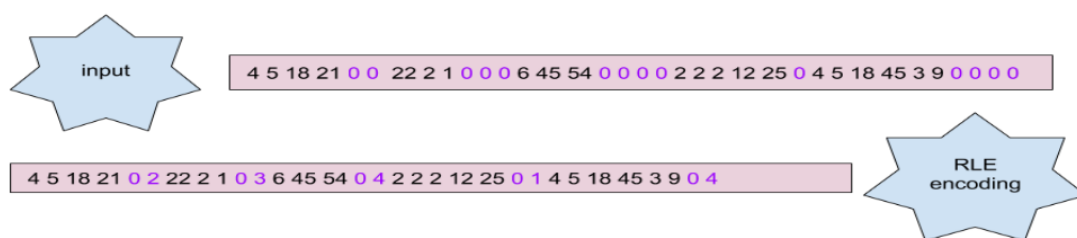
$$x = \sum \omega(k)X(n)\cos(\pi(n - 0.5)(k - 1)/N)$$

(9)[70,71]

Συνεχίζοντας, οι νέοι συντελεστές που προκύπτουν από την παραπάνω σχέση μεταφέρουν ο καθένας ένα κομμάτι του αρχικού σήματος. Ένα ηλεκτροεγκεφαλογραφικό σήμα μπορεί να υποστεί περαιτέρω συμπίεση με την αφαίρεση των υψηλών συχνοτήτων (>40Hz) που είναι ταυτόσημες με την ύπαρξη θορύβου και δεν έχουν αξία στην περιγραφή της πληροφορίας [69]. Έπειτα, μπορούν να εφαρμοστούν περισσότερες τεχνικές κωδικοποίησης όπως η Huffman [69] ή η δημιουργία λεξικών (LZW)[70]. Η τελευταία τεχνική, μάλιστα, εφαρμόζεται σε βιοσήματα, τα οποία ύστερα από τμηματοποίηση σε ίσα δείγματα και εφαρμογή του μετασχηματισμού, κβαντίζονται και κωδικοποιούνται με βάση τον αλγόριθμο [70].

5.6.9 RLE (Run Length Encoding)

Στις περιπτώσεις που το σήμα που επεξεργάζεται παρουσιάζει μοτίβα επαναλήψεων, δηλαδή συνεχόμενα επαναλαμβανόμενα σύμβολα, παρέχεται η δυνατότητα αξιοποίησης της πληροφορίας αυτής. Αυτό σημαίνει ότι η συγκεκριμένη συμπίεση αφορά τη διατήρηση της πληροφορίας του είδους και της ποσότητας των χαρακτήρων. Αν για παράδειγμα, η συμβολοσειρά που συμπιέζεται είναι η “111223444455”, τότε η έξοδος είναι “1322314552”, όπου τα κόκκινα γράμματα περιγράφουν το πόσες φορές συναντώνται οι παραπάνω αριθμοί και τα μαύρα γράμματα το είδος τους. Η διαδικασία, αυτή, ονομάζεται Run length encoding (RLE) και μπορεί να υλοποιηθεί είτε για όλη την ακολουθία είτε για τμήματά της που αφορούν συγκεκριμένους χαρακτήρες [72].



Εικόνα 35: Μερική κωδικοποίηση ως προς τον αριθμό μηδέν και τη συχνότητά εμφάνισής του.

5.6.10 Arithmetic coding

Η αριθμητική κωδικοποίηση (Arithmetic Encoding) είναι μέθοδος μη απωλεστικής συμπίεσης, η οποία βασίζεται στον υπολογισμό των πιθανοτήτων εμφάνισης των συμβόλων της πληροφορίας, με στόχο την παραγωγή κωδικών για ολόκληρες τις συμβολοσειρές. Οι κωδικοί, αυτοί, προκύπτουν από το διάστημα μέσα στο οποίο κατατάσσεται η έκφραση, το οποίο περιορίζεται εντός του $[0,1]$ και υπολογίζεται όπως το παρακάτω παράδειγμα [73].

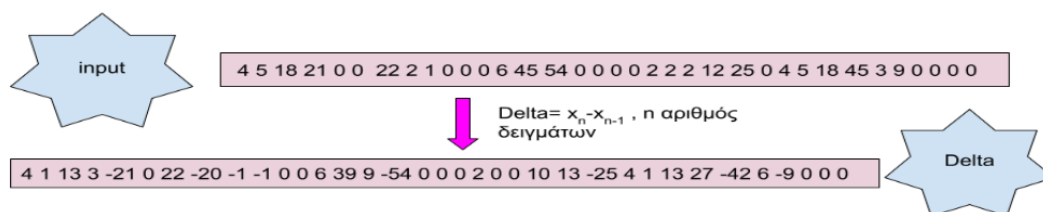
- Έστω ότι η έκφραση που θα συμπιεστεί είναι η “cattcat”.
- Αρχικά, διασπάται η έκφραση στα επιμέρους σύμβολά της και υπολογίζονται οι πιθανότητες εμφάνισης τους. Έστω ότι οι πιθανότητες είναι $p_a=0,25$, $p_c=0,25$, $p_t=0,5$.
- Στη συνέχεια, κατανέμεται το διάστημα $[0,1]$ με βάση τις πιθανότητες στα επιμέρους διαστήματα (0-0.25 για το α, 0.25-0.5 για το c, 0.5-1 για το t)
- Το πρώτο γράμμα της έκφρασης είναι το “c”. Επομένως, το διάστημα περιορίζεται στο 0.25-0.5.
- Οι πιθανότητες κατανέμονται εκ νέου μέσα στο νέο διάστημα (0.25-0.3125 για το α, 0.3125-0.375 για το c, 0.375-0.5 για το t).
- Το επόμενο γράμμα που προστίθεται είναι το “a” και το νέο διάστημα είναι 0.25-0.3125.
- Ομοίως, υπολογίζονται εκ νέου τα διαστήματα των γραμμάτων, με τη διαδικασία αυτή να επαναλαμβάνεται τόσες φορές όσα τα γράμματα που συναποτελούν την έκφραση.
- Καταλήγει στο διάστημα $[0.3012695869, 0.3017579125]$ από το οποίο θα εξαχθεί ο κωδικός [74].

5.6.11 Delta κωδικοποίηση

Όταν διατίθεται μία ακολουθία δεδομένων προς κωδικοποίηση, μία μέθοδος για τον περιορισμό της συμπιεσμένης πληροφορίας είναι ο υπολογισμός των διαφορών μεταξύ των διαδοχικών τιμών και η κωδικοποίησή τους. Με άλλα λόγια, αυτό που τελικά προκύπτει είναι μία σειρά από αριθμούς που αναπαριστούν το διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ μίας τιμής με την αμέσως επόμενη της. Το ερώτημα που γεννάται είναι αν όλα τα είδη των δεδομένων είναι κατάλληλα να συμπιεστούν με τη χρήση της συμπίεσης Δέλτα [72].

Στην πραγματικότητα, ένα σήμα με μεγάλες αυξομειώσεις παρουσιάζει ταυτόχρονα και μεγάλες διαφορές μεταξύ των τιμών του. Σε αυτή την περίπτωση, επομένως, δε θα συνέφερε να χρησιμοποιηθεί αυτή η μέθοδος, διότι δεν παρουσιάζεται αισθητή

ελάττωση της κωδικοποίησης. Στις περιπτώσεις, όμως, στις οποίες οι τιμές δεν απέχουν πολύ, τότε υπάρχουν μεγαλύτερες πιθανότητες οι διαφορές που υπολογίζονται να είναι πιο κοντά στο μηδέν και έτσι να χρειάζονται λιγότερα bit για τη συμπίεση. Η μέθοδος αυτή προσφέρει τη δυνατότητα διατήρησης της ποιότητας των δεδομένων κατά τη συμπίεσή τους, ιδιαιτέρως όταν πρόκειται να εφαρμοστεί σε βιοσήματα προερχόμενα από τον εγκέφαλο (μη απωλεστική). Επιπλέον, για τη διενέργειά της δεν απαιτούνται πολύπλοκοι και κοστοβόροι ενεργειακά υπολογισμοί, διότι για την υλοποίηση της εύρεσης των διαφορών χρειάζεται μία μόνο πράξη, η αφαίρεση. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι παρέχει τη δυνατότητα καταγραφής των μεταβολών του σήματος για μία ορισμένη χρονικά περίοδο και όχι των απόλυτων πλατών των μετρήσεων για κάθε χρονική στιγμή, το οποίο πάλι εξοικονομεί και αποθηκευτικό χώρο και ενέργεια για τη μετέπειτα αποστολή [72,75]. Επειδή το σύστημα που θα προκύψει από αυτή τη μελέτη πρέπει να μπορεί να αποθηκεύσει προσωρινά τα δεδομένα και έπειτα να τα προωθήσει ασύρματα σε έναν άλλο κόμβο του δικτύου, πρέπει η κωδικοποίηση να επιτυγχάνει την μείωση της υπολογιστικής, αποθηκευτικής και μεταβιβαστικής κατανάλωσης. Για όλους τους παραπάνω λόγους η χρήση της κωδικοποίησης Delta κρίνεται ως η πιο κατάλληλη για την υλοποίησή του.



Εικόνα 36: Κωδικοποίηση Δέλτα. Ένα σήμα εισέρχεται στο σύστημα και ως έξοδος παράγεται ένα σήμα που περιέχει τις διαφορές των διαδοχικών τιμών.

6. Σχεδίαση, αρχιτεκτονική και απαιτήσεις

6.1 Εισαγωγή

Στις προηγούμενες ενότητες αναλύθηκε όλο το θεωρητικό υπόβαθρο για την κατασκευή του μεταδότη των εγκεφαλικών σημάτων. Από την αρχή μέχρι τώρα ορίστηκε η επιληψία και η βιοϊατρική τεχνολογία με την οποία διαγιγνώσκεται, αναφέρθηκαν οι τρόποι αντιμετώπισης και τα είδη των χειρουργικών επεμβάσεων, περιγράφηκαν οι τεχνολογίες που ήδη υπάρχουν στον τομέα αυτό, αναδείχθηκε το πρωτόκολλο με το οποίο θα γίνει η μετάδοση και, τέλος, μελετήθηκαν οι τεχνικές οργάνωσης και κωδικοποίησης των δεδομένων. Αυτό που έχει απομείνει, λοιπόν, είναι ο τρόπος με τον οποίο όλες αυτές οι πληροφορίες θα συνδυαστούν για να προκύψει η τελική εφαρμογή. Η υλοποίηση της συγκεκριμένης εργασίας θα πραγματοποιηθεί σε τρία επίπεδα. Το πρώτο επίπεδο αφορά τη μοντελοποίηση σε Matlab για την αρχική αξιολόγηση της προτεινόμενης συμπίεσης και του τρόπου με τον οποίο θα οργανωθούν τα σήματα. Το δεύτερο επίπεδο υλοποίησης αφορά στη δημιουργία κώδικα ολοκληρωμένων κυκλωμάτων για την αποτελεσματικότερη αποθήκευση και αποστολή των δεδομένων, ενώ η τελευταία και τρίτη προσπάθεια αφορά στον προγραμματισμό και έλεγχο της λειτουργίας του συστήματος με Arduino. Πριν, όμως, από την υλοποίηση απαιτείται ο ορισμός της σχεδιαστικής παραμέτρου, στην οποία στηρίζεται η λειτουργία του συστήματος και η αρχιτεκτονική απεικόνιση και ερμηνεία των επιμέρους τμημάτων που το αποτελούν. Επομένως, αντικείμενο της συγκεκριμένης ενότητας είναι ο ορισμός της χαμηλής κατανάλωσης για μία συσκευή και η κατανόηση τόσο οπτικά αλλά και η περιγραφή των δύο πρώτων επιπέδων της υλοποίησης.

6.2 Σχεδιαστική παράμετρος- Κατανάλωση Ισχύος

Για τη λειτουργία του συστήματος απαιτείται ποσοστό ενέργειας και μάλιστα βασικός στόχος είναι η εξοικονόμησή της στο μέγιστο δυνατό, ώστε να μην απαιτούνται αντικαταστάσεις και συχνές επαναφορτίσεις μπαταριών. Για αυτό και λαμβάνεται υπόψη η ισχύς και οι μορφές με τις οποίες καταναλώνεται στο σύστημα.

Η ισχύς υπολογίζεται από το ποσοστό της ενέργειας που καταναλώνεται στη μονάδα του χρόνου και μπορεί να έχει δύο μορφές, τη δυναμική κατανάλωση και τη στατική. Η δυναμική κατανάλωση σχετίζεται με το ποσοστό των μεταβάσεων (switching power) από το μηδέν στο ένα και δίνεται από τον τύπο:

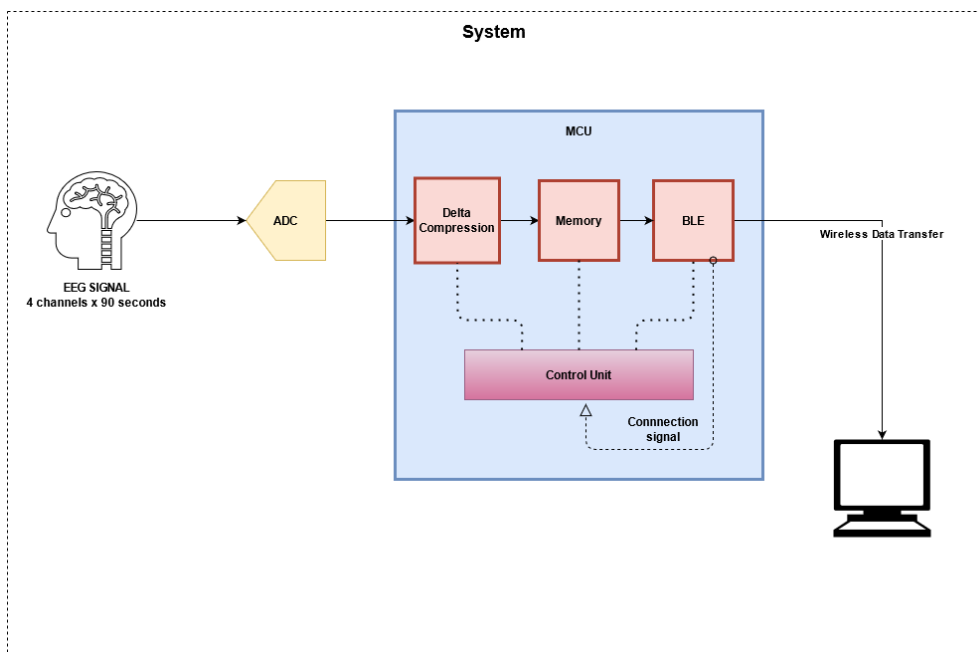
$$P_{\text{μεταβάσεων}} = C V_{DD}^2 f_{sw} \quad (9)$$

όπου C είναι η χωρητικότητα του πυκνωτή, V η τάση και f η συχνότητα των μεταβάσεων. Προκειμένου να επιτευχθεί εξοικονόμηση της ενέργειας που απαιτείται για την τροφοδοσία κυκλωμάτων, υπάρχουν ορισμένοι παράγοντες στους οποίους μπορεί να ασκηθούν βελτιωτικές επιδράσεις. Ο πρώτος παράγοντας είναι ο συντελεστής των μεταβάσεων ο οποίος επηρεάζει τη συχνότητα μετάβασης ($f_{sw}=af$, όπου a είναι ο συντελεστής μεταβάσεων). Γενικά, όσο πιο μικρός είναι ο συντελεστής αυτός χρειάζονται λιγότερες μεταβάσεις και επομένως καταναλώνεται λιγότερη ενέργεια, αφού οι εναλλαγές είναι λιγότερες. Το ρολόι έχει συντελεστή 1 που οφείλεται στο γεγονός ότι διαρκώς υπάρχουν διαδοχικά περάσματα από την κατάσταση του λογικού μηδέν στο λογικό ένα. Επομένως, η απομόνωση του από τα υπόλοιπα μέρη του συστήματος και η χρήση ενός υποκυκλώματος για την ενεργοποίηση των υποσυστημάτων, για τα οποία απαιτείται ενέργεια, βελτιώνει την ενεργειακή απόδοση των κυκλωμάτων. Ένας άλλος παράγοντας επίδρασης είναι το πλήθος και το μέγεθος των πυλών που χρησιμοποιούνται καθώς και οι αποστάσεις μεταξύ τους. Σε ένα κύκλωμα με λίγες και μικρές λογικές πύλες με μικρές αποστάσεις μεταξύ τους ή καλώδια που καλύπτουν μεγάλα διαστήματα με buffers ή NOT πύλες, παρατηρείται μικρότερη κατανάλωση ισχύος. Η τελευταία παράμετρος είναι η συχνότητα, η οποία πρέπει να ταιριάζει στα χαρακτηριστικά των κυκλωμάτων και να είναι η μικρότερη δυνατή.

Η δεύτερη μορφή κατανάλωσης ισχύος είναι η στατική η οποία συμβαίνει όταν το σύστημα βρίσκεται σε κατάσταση αδράνειας. Όταν ένα κύκλωμα βρίσκεται σε κατάσταση αδράνειας διαρρέεται από ρεύμα που κατευθύνεται από την τροφοδοσία στην γείωση (Leakage currents). Για την ελάττωση των άσκοπων ροών μπορούν να χρησιμοποιηθούν συνδεδεμένα ανενεργά transistors ή sleep transistors. Τα τελευταία αν και προκαλούν καθυστερήσεις στη φυσιολογική λειτουργία του κυκλώματος και μεγαλύτερες απώλειες στη δυναμική κατανάλωση, ενδείκνυται για εφαρμογές που παραμένουν για μεγάλα χρονικά διαστήματα ανενεργές [76].

6.3 Αρχιτεκτονική σχεδίαση συστήματος

Όπως έχει προαναφερθεί σε προηγούμενες ενότητες, σκοπός τη συγκεκριμένης εργασίας είναι η υλοποίηση ενός συστήματος κωδικοποίησης και αποστολής ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων, το οποίο θα μπορεί να συνδεθεί με το εγκεφαλικά ενσωματωμένο σύστημα διέγερσης, με απώτερο στόχο την εξοικονόμηση όσο δυνατόν περισσότερης ενέργειας και διατήρησης της ποιότητας του σήματος. Επομένως, προτού παρουσιαστεί η υλοποίηση του, απαιτείται ο επιμελής σχεδιασμός προς αποφυγή παραλήψεων, η ακριβής κατανόηση της λειτουργίας του και η λεπτομερής περιγραφή των επιμέρους υποσυστημάτων για την επίτευξή της.



Εικόνα 37: Σχεδίαση αρχιτεκτονικής του συστήματος.

Αρχικά, είναι σημαντικό να προσδιοριστεί η αναμενόμενη είσοδος στο σύστημα. Όπως απεικονίζεται στο διάγραμμα η είσοδος αυτή αποτελείται από τέσσερα κανάλια ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων, των οποίων το μέγεθος αντιστοιχεί σε μετρήσεις των 90 δευτερολέπτων, που σε προϋπάρχουσα εφαρμογή προκύπτουν από το συνδυασμό των παρατηρήσεων 30 και 60 δευτερολέπτων πριν και μετά από εφαρμογή διέγερσης, αντίστοιχα [77]. Στη συνέχεια, τα δεδομένα εισέρχονται σε ένα μετατροπέα αναλογικών σημάτων σε ψηφιακή μορφή (Analog to Digital Converter), ώστε να φτάσει η κωδικοποιημένη πλέον πληροφορία στο μικροελεγκτή.

Ο μικροελεγκτής (Microcontroller Unit - MCU) θα μπορούσε να παρομοιαστεί με ένα προγραμματιζόμενο μικροϋπολογιστή, αφού διαθέτει επεξεργαστή, μνήμη, μετατροπείς, περιφερειακά συστήματα, θύρες εισόδου ή εξόδου και χρονιστή [78]. Σε αυτό το υποσύστημα πραγματοποιείται η κωδικοποίηση των δεδομένων με τη μέθοδο Delta, με την οποία υπολογίζονται οι διαφορές των δειγμάτων μεταξύ τους. Έπειτα, τα συμπιεσμένα δεδομένα αποθηκεύονται στη μνήμη του συστήματος, από όπου ανασύρονται για να αποσταλούν, όταν αυτό είναι εφικτό ή ζητούμενο.

Με την έννοια ‘εφικτή αποστολή’ όπως προαναφέρθηκε εννοείται η ύπαρξη σύνδεσης μεταξύ της εφαρμογής και μία άλλης συσκευής, στην οποία θα αποσταλούν τα σήματα. Όλες οι ανωτέρω λειτουργίες δημιουργούν το ερώτημα του πως όλα αυτά τα υποσυστήματα καταφέρνουν να επικοινωνούν με επιτυχία και να επιτελούν το σκοπό τους αρμονικά. Το ρόλο του ελεγκτή, δηλαδή του αποστολέα των σημάτων χρονισμού τους, τον παίζει η μονάδα ελέγχου. Η μονάδα ελέγχου (Control Unit) παρέχει σήματα με τα οποία καθοδηγεί και ελέγχει όλες τις υπομονάδες, ενώ, παράλληλα, λαμβάνει μία

ειδοποίηση, από το υποσύστημα της ασύρματης αποστολής των δεδομένων (Bluetooth Low Energy), ότι υπάρχει κάποια συνδεδεμένη συσκευή, ώστε να δώσει εντολή για την ανάσυρση και αποστολή των αποθηκευμένων δεδομένων.

Η αποστολή είναι ασύρματη και πραγματοποιείται μέσω του πρωτοκόλλου BLE, όπου η πληροφορία χωρίζεται σε πακέτα δεδομένων, τα οποία καταλήγουν σε έναν κεντρικό υπολογιστή για την περαιτέρω αποθήκευση και μελέτη τους. Όλη αυτή η διαδικασία αποτυπώνεται στην παραπάνω αρχιτεκτονική και αποτελεί γνώμονα για τη μετέπειτα υλοποίηση της επιθυμητής εφαρμογής.

6.4 Περιγραφή δεδομένων

Το πρώτο κομμάτι τη σχεδίασης και υλοποίησης της εφαρμογής που μελετάται είναι η είσοδος των εγκεφαλικών δεδομένων, τα οποία πρόκειται να κωδικοποιηθούν και να αποθηκευτούν προσωρινά. Για να προχωρήσει η αξιολόγηση κρίνεται αναγκαία η εύρεση ενός πακέτου δεδομένων πάνω στο οποίο θα δοκιμαστεί η αποτελεσματικότητά του. Για να βρεθούν τα δεδομένα πραγματοποιήθηκε αναζήτηση στο διαδίκτυο για τον εντοπισμό επιστημονικών εργασιών που έχουν χρησιμοποιήσει ελεύθερα προσβάσιμα και έγκυρα ηλεκτροεγκεφαλικά σήματα. Σε μια εργασία για την αυτόματη διάγνωση της επιληψίας παρατηρήθηκε ότι χρησιμοποιήθηκαν σήματα από τη PhysioNet, η οποία περιέχει μία ποικιλία από διαθέσιμα βιοσήματα και φυσιολογικά δεδομένα. Τα σήματα αυτά προέρχονται από την ερευνητική συνεργασία του Παιδιατρικού Νοσοκομείου της Βοστώνης και του Ινστιτούτου Τεχνολογίας της Μασαχουσέτης, με σκοπό την αξιολόγηση παιδιών με σοβαρής μορφής επιληψία, ώστε να ληφθεί ή όχι η απόφαση χειρουργικής αντιμετώπισης του προβλήματος.

Το σύνολο των παιδιών που εξετάστηκαν είναι 22, από τα οποία τα 5 είναι αρσενικού φύλου και τα 17 θηλυκού και των οποίων το ηλικιακό εύρος εκτείνεται από 1.5-22 ετών. Ανάμεσα σε αυτές τις μετρήσεις προστίθεται και άλλη μία η οποία είναι η επανεξέταση του ασθενούς υπ' αριθμόν 1 που έλαβε χώρα μετά από την πάροδο ενός χρονικού διαστήματος. Συνολικά οι 23 αυτές εξετάσεις αποτελούνται από μία συλλογή 9-42 .edf αρχείων με μονόωρες ή ακόμα και τετράωρες μετρήσεις, στις οποίες μπορεί να περιέχονται και καταγεγραμμένες επιληπτικές κρίσεις. Η .edf (European Data Format) κατάληξη χρησιμοποιείται για την αποθήκευση δεδομένων που προέρχονται από την καταγραφή της φυσιολογικής λειτουργίας του οργανισμού [88]. Στη συγκεκριμένη έρευνα όλες οι καταγραφές έχουν προκύψει από δειγματοληψία 256 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο και έχουν ανάλυση 16 bit. Επιπλέον, τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στα παιδιά σύμφωνα με το σύστημα 10-20 και από τα σήματα που προέκυψαν έχουν αφαιρεθεί όλα τα σχετικά με τα παιδιά στοιχεία [79,80].

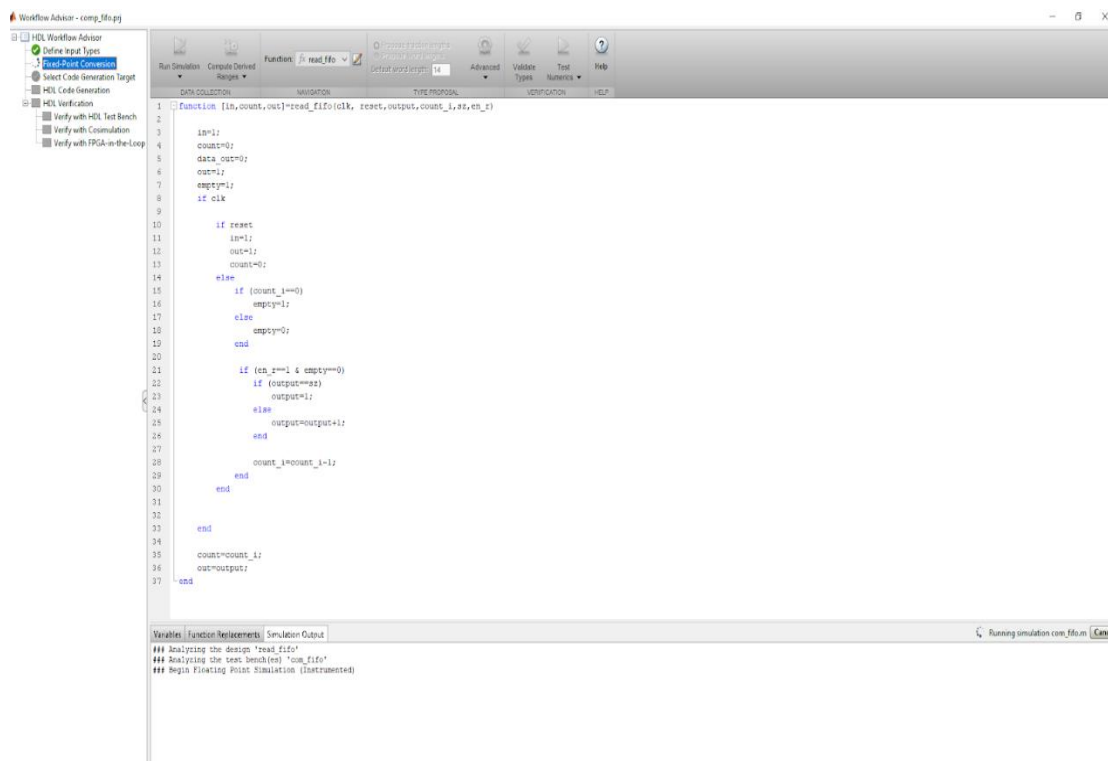
Για την μοντελοποίηση στη MATLAB επιλέχθηκε τυχαία η πρώτη ασθενής ηλικίας 11 ετών από την οποία αξιοποιήθηκε η τρίτη της μονώωρη μέτρηση. Εφόσον το πρότυπο σύστημα στο οποίο βασίζεται η εργασία αυτή αποθηκεύει 4 μετρήσεις των 4 καναλιών και διάρκειας 90 δευτερολέπτων, από την τρίτη μέτρηση επιλέχθηκαν, από τέσσερα τυχαία ηλεκτρόδια, 23.040 δείγματα (256 τα δείγματα ανά δευτερόλεπτο, 90 δευτερόλεπτα μετρήσεων, $256 \times 90 = 23.040$) [77]. Τα ηλεκτρόδια επιλέχθηκαν και αυτά τυχαία, διότι δεν εξετάζεται η συσχέτισή των περιοχών, στις οποίες εφάπτονται, με τα επιληπτικά επεισόδια, αλλά η δυνατότητα που έχουν να συμπιεστούν με τον καλύτερο δυνατό τρόπο για την αποστολή τους.

6.5 Κωδικοποίηση Delta σε Matlab και VHDL- Επίπεδο μοντελοποίησης

Η συμπίεση των δεδομένων σχετίζεται με την μείωση των πληροφοριών που πρόκειται να αποσταλούν και την επακόλουθη μείωση των πακέτων που μεταδίδονται, με αποτέλεσμα την εξοικονόμηση ενέργειας. Στην αρχική προσομοίωση του συστήματος αποθήκευσης και αποστολής των εγκεφαλικών σημάτων, δημιουργήθηκε μία συνάρτηση στη MATLAB που ονομάστηκε `delta_en`. Η συνάρτηση αυτή δέχεται σαν είσοδο τα δεδομένα και στο εσωτερικό της υπολογίζονται μέσα σε ένα βρόχο επανάληψης οι διαφορές των διαδοχικών τιμών του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος. Στη συνέχεια επιστρέφει έναν μονοδιάστατο πίνακα των συμπιεσμένων δεδομένων, τα οποία μετατρέπονται στο δυαδικό σύστημα για να υπολογιστεί το σύνολο των bits που απαιτούνται. Η μετατροπή γίνεται με τη συνάρτηση `dec_2_bin`, η οποία καθορίζει τον αριθμό των bit που χρησιμοποιούνται για την αναπαράσταση του ακέραιου και του δεκαδικού μέρους και με διαδοχικές διαιρέσεις με τη βάση του συστήματος υπολογίζει τη δυαδική μορφή των διαφορών. Η επιλογή του συνόλου των bits εξαρτάται από το υπό μελέτη σύστημα και ιδανικά θα ήταν επιθυμητή η ισόποση κατανομή τους (16 bits για το ακέραιο και 16 bits για το δεκαδικό). Η εφαρμογή της συγκεκριμένης συνάρτησης στα δεδομένα του προηγούμενου κεφαλαίου απέδειξε ότι η μείωση των bit, έπειτα από την κωδικοποίηση, κυμαίνεται περίπου μεταξύ του 18.4% - 22.7% για τα τέσσερα μετρούμενα κανάλια.

Επόμενη κίνηση είναι η εξαγωγή της VHDL μορφής των συγκεκριμένων συναρτήσεων. Η εξαγωγή των κωδίκων έγινε αυτόματα με τη χρήση του εργαλείου HDL coder της MATLAB. Για τη λειτουργία του χρειάζονται δύο αρχεία. Το ένα αρχείο περιέχει τη συνάρτηση που πρόκειται να μετατραπεί και η οποία πρέπει να είναι διαμορφωμένη κατάλληλα ώστε να μην προκύψουν σφάλματα κατά την εκτέλεση του coder. Το δεύτερο αρχείο είναι το testbench στο οποίο συναντάται η παραπάνω συνάρτηση και το οποίο επιτελεί ρόλο ελέγχου της λειτουργικότητάς της. Όταν αρχίσει να εκτελείται το πρόγραμμα ελέγχονται τα προγράμματα για πιθανά σφάλματα και αν υπάρχουν τότε διακόπτει τη μετατροπή. Η μετατροπή αποτελείται από διαδοχικά

στάδια. Αρχικά, καθορίζονται οι τύποι των δεδομένων εισόδου, γίνεται η μετατροπή των δεδομένων σταθερής υποδιαστολής και επιλέγονται η συσκευή και η εφαρμογή για την οποία προορίζεται ή στην οποία πρόκειται να γίνει η σύνθεση. Αν δεν υπάρχουν σφάλματα τότε στο τέλος προκύπτουν τα VHDL αρχεία τα οποία αποθηκεύονται αυτόματα στον υπολογιστή.



Εικόνα 38: HDL coder κατά τη διάρκεια της μεταροπής.

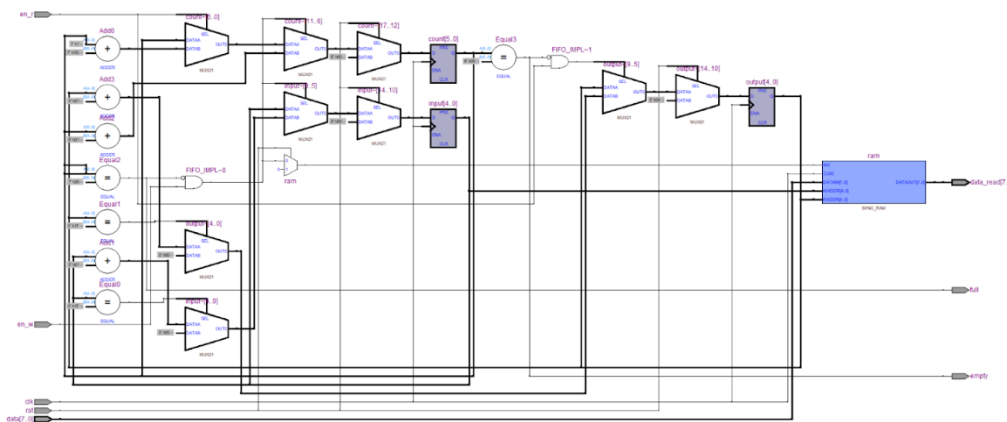
6.6 Η μνήμη στο επίπεδο της μοντελοποίησης και των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων

Μετά τη συμπίεσή τους τα δεδομένα πρέπει να αποθηκευτούν κάπου, από όπου θα ανασυρθούν για να αποσταλούν σε έναν κεντρικό υπολογιστή. Η πρωτότυπη ράβδος των RNS συστημάτων δεν αποθηκεύει μόνιμα τα δεδομένα, αλλά διαμεσολαβεί για να μεταφερθούν στο κεντρικό υπολογιστικό σύστημα. Επομένως, για να υλοποιηθεί μία μονάδα αποθήκευσης η οποία θα επιτρέπει την ανάσυρση των δεδομένων που έχουν αποθηκευτεί πρώτα, εφαρμόστηκε η χρήση buffers οι οποίοι συγκρατούν τα σήματα μέχρι να προωθηθούν στη μονάδα του BLE από όπου θα μεταδοθούν ασύρματα. Η υλοποίηση των buffers πραγματοποιήθηκε τόσο σε επίπεδο μοντελοποίησης, όσο και σε επίπεδο προγραμματισμού ολοκληρωμένων κυκλωμάτων.

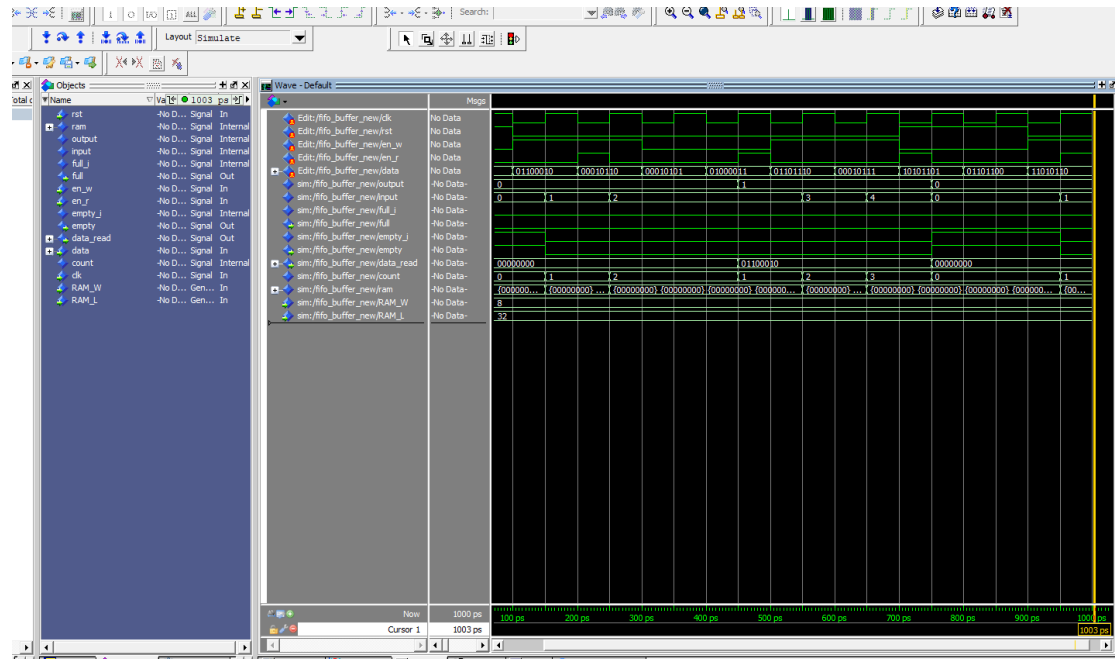
Όσον αφορά στη μοντελοποίηση του τρόπου με τον οποίο αποθηκεύονται και διαβάζονται τα δεδομένα από τη μνήμη, δημιουργήθηκαν στη MATLAB δύο συναρτήσεις για την προσομοίωση ενός First-in-First-out buffer (FIFO), δηλαδή ενός buffer στηρίζεται στην αρχή ότι όσα δεδομένα τοποθετούνται πρώτα είναι τα πρώτα που θα φύγουν. Ένας FIFO buffer περιγράφεται από δύο δείκτες, οι οποίοι ξεκινούν από την αρχή της προσωρινής μνήμης και δηλώνουν τα σημεία που τοποθετούνται ή αφαιρούνται τα δεδομένα. Κάθε φορά που οι δείκτες φτάνουν στο τέλος της δομής τοποθετούνται κυκλικά την αρχή για να ξεκινήσουν εκ νέου τη σάρωσή της. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να χρειάζονται δύο μεταβλητές οι οποίες θα αποθηκεύουν το σύνολο των δεδομένων και τη πληρότητα του buffer, ώστε παρά την κυκλική κίνηση των δεικτών να σώζεται το σύνολο των κατειλημμένων θέσεων και να αποτρέπεται η πιθανότητα για επανεγγραφή (overwriting) σε τιμές που δεν έχουν διαβαστεί από τη μνήμη [87]. Η μία συνάρτηση, που δημιουργήθηκε, ονομάζεται `write_fifo` και σχεδιάστηκε έτσι ώστε να παίρνει σαν είσοδο την τιμή του ρολογιού, το `reset`, το δείκτη για τη θέση της εγγραφής, το μετρητή των κατειλημμένων θέσεων στον buffer, το μέγεθος του buffer και τη μεταβλητή ενεργοποίησης της διαδικασίας εγγραφής. Αν το ρολόι και το `reset` είναι 1 τότε όλοι οι δείκτες εγγραφής και ανάγνωσης μαζί με τον μετρητή λαμβάνουν τις αρχικές του τιμές (1, 1 και 0). Προσοχή χρειάζεται στο ότι οι πίνακες στη MATLAB ξεκινούν από τη θέση 1 και όχι 0 όπως γίνεται σε άλλες γλώσσες προγραμματισμού. Στην περίπτωση που το `reset` έχει μηδενική τιμή, τότε ελέγχεται η πληρότητα του buffer ώστε να υπολογιστεί η νέα θέση του δείκτη εγγραφής και ταυτόχρονα αναλόγως αυξάνεται και ο μετρητής. Ο συγκεκριμένος μετρητής μαζί με τις θέσεις της τελευταίας εγγραφής και ανάγνωσης αποτελούν την έξοδο αυτής της διεργασίας. Με τον ίδιο τρόπο είναι υλοποιημένη και η συνάρτηση `read_fifo` με τη μόνη διαφορά ότι δέχεται στην είσοδο τον δείκτη και τη μεταβλητή που αντιπροσωπεύουν τα χαρακτηριστικά της ανάγνωσης, ενώ στο εσωτερικό της πραγματοποιείται η μείωση των δεσμευμένων θέσεων, δηλαδή ο μετρητής μειώνεται.

Στο επίπεδο του προγραμματισμού των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων δημιουργήθηκε κώδικας σε γλώσσα περιγραφής υλικού (VHDL). Στην αρχή σχεδιάστηκε η οντότητα του FIFO buffer η οποία περιλαμβάνει το μέγεθος της μνήμης και το μέγεθος κάθε θέσης εντός της μνήμης, το ρολόι, τη μεταβλητή `reset`, τις μεταβλητές για την ενεργοποίηση της εγγραφής και της ανάγνωσης (`en_w`, `en_r`), τον πίνακα των δεδομένων (`data`) και τις μεταβλητές ελέγχου της πληρότητας ή της κενότητας του buffer (`full`, `empty`). Στη συνέχεια, δηλώθηκαν τα σήματα για την υλοποίηση της RAM, του μετρητή των εγγραφών (`count`), των δεικτών των θέσεων καταγραφής και ανάγνωσης (`input`, `output`) και των βοηθητικών μεταβλητών για τη σηματοδότηση του `full` και `empty` (`full_i`, `empty_i`). Αρχικά στο κομμάτι της αρχιτεκτονικής πραγματοποιείται ο έλεγχος του `reset` για την αρχικοποίηση των τιμών του μετρητή και των δεικτών και συνεχίζοντας ανάλογα με την τιμή των ενεργοποιητών

πραγματοποιείται η αυξομείωση του συνόλου των δεδομένων και η τροποποίηση των τιμών των θέσεων. Κάθε φορά που επιτρέπεται η εγγραφή ή η ανάγνωση αυξάνονται οι αντίστοιχοι δείκτες, επιστώντας τη προσοχή ώστε να μη γίνεται εγγραφή σε θέση που δεν έχει διαβαστεί ακόμα. Αυτό επιτυγχάνεται με τη μεταβλητή full, η οποία όταν ισούται με 1 τότε δεν μπορεί να προχωρήσει η πρόσθεση νέων στοιχείων. Η σύνταξη του κώδικα έγινε στο Quartus, από όπου πραγματοποιήθηκε η εξαγωγή του RTL σχεδιαγράμματος για την απεικόνιση της μεταφοράς των δεδομένων στο επίπεδο των καταχωρητών (Register Transfer Level) (91), ενώ αντίστοιχα η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε στο Modelsim.



Εικόνα 39: Αρχείο RTL για FIFO buffer. Διακρίνονται οι είσοδοι - έξοδοι του συστήματος και τα ενδιάμεσα στάδια για τον υπολογισμό των τελικών τιμών.



Εικόνα 40: Προσωμοίωση FIFO μνήμης στο Modelsim. Διακρίνονται ο τρόπος που διαμορφώνονται οι κυματομορφές εξόδου ανάλογα με τις εισόδους του συστήματος.

7.Υλοποίηση σε επίπεδο Arduino

7.1 Εισαγωγή

Στην προηγούμενη ενότητα αναλύθηκαν οι δύο τρόποι με τους οποίους δύναται να προσεγγιστεί η δημιουργία του συστήματος. Αυτά τα δύο πρώτα επίπεδα βοήθησαν στην βαθύτερη κατανόηση του θέματος της εργασίας, καθώς με τη συνεχή ενασχόληση για τη δημιουργία των κωδίκων τους δόθηκε η δυνατότητα για την εξοικείωση με τις απαιτήσεις της εφαρμογής. Παρόλα αυτά υπάρχει ακόμα ένα επίπεδο για την πλήρη, ουσιαστική και ολοκληρωμένη μελέτη του μεταδότη. Το επίπεδο αυτό αποτελεί το αντικείμενο της συγκεκριμένης ενότητας, στην οποία θα αναλυθεί το υλικό που θα χρησιμοποιηθεί και ο τρόπος που αυτό θα προγραμματιστεί για να καταστεί πλήρως λειτουργικό και να ανταποκριθεί στις απαιτήσεις της προηγούμενης ενότητας.

7.2 Arduino Nano 33 BLE

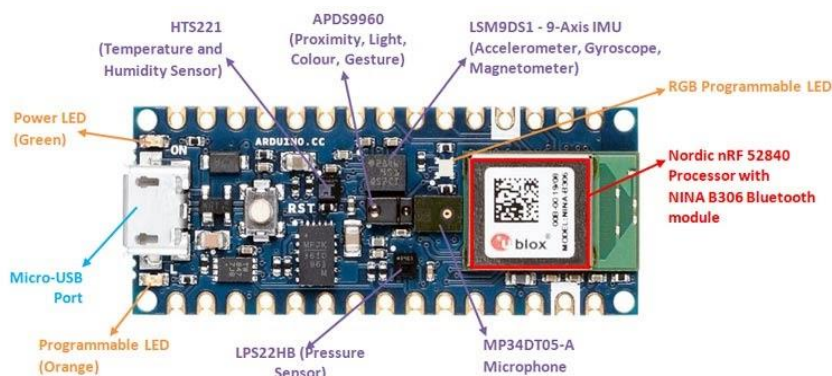
Μία από τις πιο θεμελιώδεις ενέργειες της υλοποίησης είναι η ασύρματη αποστολή των δεδομένων σε ένα κεντρικό υπολογιστικό σύστημα. Η αποστολή επιτυγχάνεται με τη χρήση του BLE πρωτοκόλλου, χωρίς όμως να είναι απαραίτητη η δημιουργία του αλλά η χρήση του από ήδη υλοποιημένα συστήματα. Για το λόγο αυτό προτείνεται η αξιοποίηση της πλατφόρμας Arduino Nano 33 BLE, η οποία περιέχει ενσωματωμένο το απαιτούμενο πρωτόκολλο για τη μετάδοση. Αυτή η ήδη ενσωματωμένη δυνατότητα το διακρίνει από τα υπόλοιπα μοντέλα και το καθιστά κύρια επιλογή για τη συσκευή που θα δημιουργηθεί. Η πλατφόρμα αυτή δέχεται σήματα από το περιβάλλον και προγραμματίζεται αναλόγως, ώστε να παράγει τις κατάλληλες εξόδους. Τα πλεονεκτήματα ενός arduino είναι τα παρακάτω:

- Οικονομικό μέσο ανάπτυξης συστημάτων
- Συμβατό με Windows, Macintosh, OSX και Linux
- Χρησιμοποιείται εύκολα ανεξαρτήτως της γνώσης του χρήστη που πρόκειται να το προγραμματίσει
- Είναι ανοικτού κώδικα πλατφόρμα με δυνατότητες επέκτασης με τη δημιουργία C++ βιβλιοθηκών
- Έμπειροι χρήστες μπορούν να κατασκευάσουν ή ακόμα και να επεκτείνουν τη πλατφόρμα

Το Arduino Nano 33 BLE περιλαμβάνει γυροσκόπιο, επιταχυνσιόμετρο, μαγνητόμετρο, θύρα micro-USB, αισθητήρες θερμότητας, υγρασίας, ανίχνευσης κινήσεων και πίεσης και διαθέτει μνήμη 1MB. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές γυμναστικής, πυξίδες και φορητά ενσωματωμένα συστήματα και διαφέρει από προηγούμενα μοντέλα λόγω της μεγάλης του αποθηκευτικής χωρητικότητας και

της ενσωματωμένης υπομονάδας σύνδεσης και αποστολής δεδομένων. Στη συνέχεια, παρατίθενται τα υπόλοιπα τεχνικά του χαρακτηριστικά:

- Μικροελεγχτής: nRF52840
- Τάση λειτουργίας: 3.3V
- DC ένταση ρεύματος ανά I/O Ακροδέκτες: 15 mA
- Ταχύτητα Ρολογιού: 64MHz
- Μνήμη Flash: 1MB
- SRAM: 256KB
- Ψηφιακοί Ακροδέκτες I/O: 14
- UART: 1
- SPI: 1
- I2C: 1
- Αναλογικοί ακροδέκτες εισόδου: 8 (ADC 12 bit)
- Αναλογικοί ακροδέκτες εξόδου: PWM
- Εξωτερικές διακοπές: από ψηφιακούς ακροδέκτες
- IMU: LSM9DS1
- Μήκος: 45 mm
- Πλάτος: 18 mm
- Βάρος: 5gr μαζί με τους υποδοχείς
- LED [81]



Εικόνα 41: Arduino Nano 33 BLE απεικόνιση και βασικά στοιχεία όπως αισθητήρες, LED, USB κλπ. [82].

7.3 Προγραμματισμός Arduino

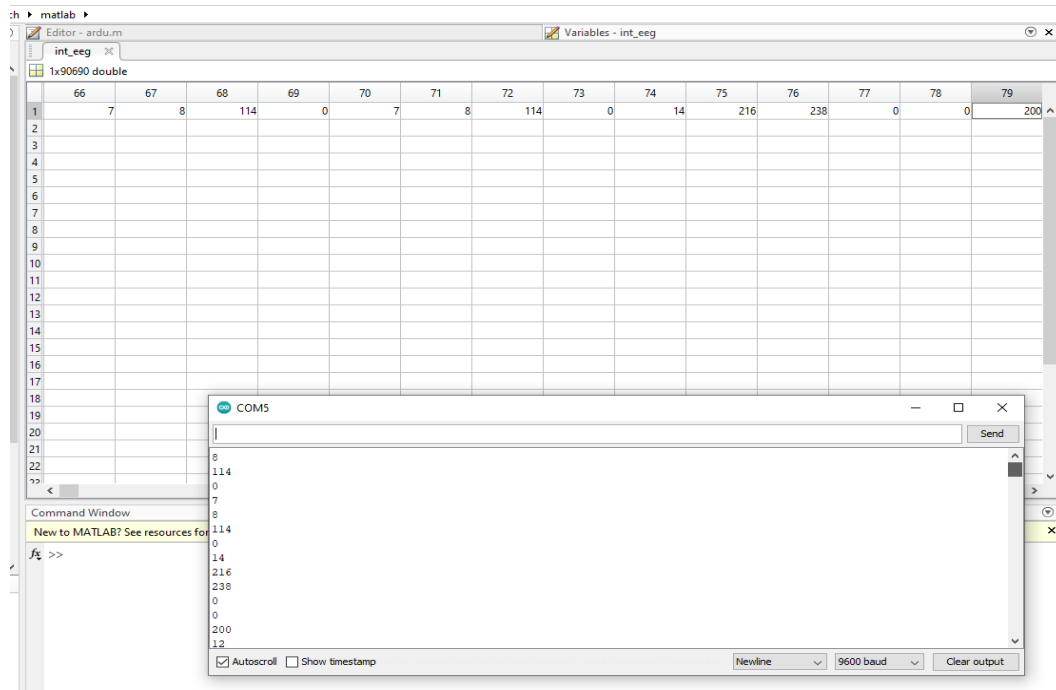
Στη φάση αυτή επιχειρείται η δημιουργία κώδικα για τη μεταφορά δεδομένων από τον υπολογιστή σε μία άλλη συσκευή (π.χ. κινητό τηλέφωνο) με τη βοήθεια του Arduino Nano 33 BLE. Σκοπός του σταδίου αυτού είναι να προγραμματιστεί το Arduino έτσι ώστε να μπορεί να δέχεται τα εγκεφαλικά δεδομένα μέσω της σειριακής επικοινωνίας με τον υπολογιστή και να τα αποθηκεύει προσωρινά. Όταν ο buffer στον οποίο

αποθηκεύονται τα δεδομένα έχει ένα ορισμένο σύνολο στοιχείων τότε ξεκινάει η αποστολή των σημάτων στη συνδεδεμένη συσκευή. Όλα αυτή η διαδικασία για να ολοκληρωθεί χρειάζεται τη συλλειτουργία παραπάνω από μίας εφαρμογής και συσκευής.

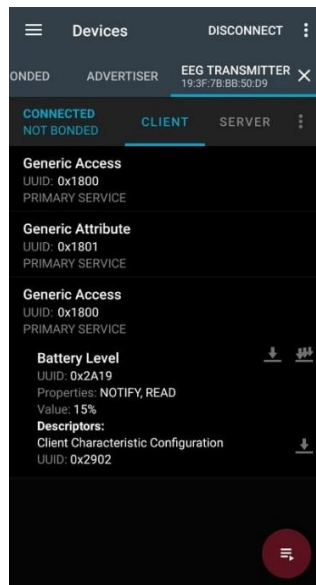
Για την επίτευξη της ορθής σειριακής επικοινωνίας μεταξύ του υπολογιστή και του Arduino διαμεσολαβεί η MATLAB με την οποία διαβάζονται τα δεδομένα και επεξεργάζονται κατάλληλα για την αποστολή τους. Η επεξεργασία αυτή συμβαίνει γιατί τα δεδομένα με τα οποία ασχολείται η συγκεκριμένη εργασία αποτελούνται από στοιχεία των 32 bits, τα οποία είναι καλύτερο να χωριστούν σε ομάδες των 4 Bytes. Ο χωρισμός αυτός γίνεται για να μπορεί το Arduino να διαβάσει σωστά τους αριθμούς που δέχεται, καθώς οι συναρτήσεις που χρησιμοποιούνται σε αυτό για τη σειριακή επικοινωνία διαχειρίζονται καλύτερα δεδομένα των 8 bits. Έπειτα, δημιουργείται η σύνδεση μεταξύ του Arduino και του MATLAB μέσω της θύρας USB (serial(), fopen()) με την οποία συνδέεται στον υπολογιστή και αρχίζει η μεταφορά των δεδομένων σε πακέτα (fwrite()), διότι δεν είναι δυνατή η φόρτωση όλων των δεδομένων την ίδια στιγμή στο σημείο στο οποίο θα αποθηκευτούν προσωρινά μέχρι να τα δεχτεί το Arduino. Επιπλέον, δεν είναι δυνατή η ταυτόχρονη αποστολή και παραλαβή των δεδομένων από τις δύο εφαρμογές (MATLAB, Arduino), καθώς όταν συμβαίνει κάτι τέτοιο εμφανίζεται μήνυμα σφάλματος στη MATLAB ότι η άλλη εφαρμογή δεν επιτρέπει την ταυτόχρονη σύνδεση πολλών εφαρμογών με τη θύρα που διαχειρίζεται.

Εφόσον μεταφερθεί ένα πακέτο δεδομένων, το Arduino δέχεται σήμα ότι υπάρχει διαθέσιμη πληροφορία (Serial.available()>0). Επομένως, αρχίζει να διαβάζει αυτά τα δεδομένα (Serial.read()) [83], αποθηκευοντάς αυτά σε ένα struct το οποίο δέχεται τετράδες Byte τις οποίες ενώνει (fourByteMerge) για να κατασκευάσει τον 32 bit long ακέραιο που με τα ίδια δυαδικά ψηφία αναπαριστά το αντίστοιχο στοιχείο κινητής υποδιαστολής του EEG σήματος. Στη συνέχεια, οι ακέραιοι αποθηκεύονται σε ένα FIFO buffer (buff.push()) και όταν αυτός γεμίσει (buff.size() είναι ίσο με έναν ορισμένο αριθμό) τότε ενεργοποιείται η άντληση των στοιχείων από αυτόν (buff.pop()). Οι μεγάλοι ακέραιοι που εξέρχονται από τον buffer κόβονται πάλι σε συστάδες των 4 Byte και αποστέλλονται ασύρματα με τη βοήθεια του πρωτοκόλλου BLE (valueLevelChar.writeValue()). Ταυτόχρονα, μεταξύ της πλατφόρμας του Arduino και μιας άλλης συμβατής συσκευής με το πρωτόκολλο επικοινωνίας έχει επιτευχθεί σύνδεση. Για τις ανάγκες αυτής της εργασίας αξιοποιήθηκε μία συσκευή κινητού τηλεφώνου στην οποία εγκαταστάθηκε η εφαρμογή nRF Connect από τη NORDIC [84], με την οποία δύναται το κινητό να ελέγξει για συσκευές που επιθυμούν να συνδεθούν και να ανταλλάξει δεδομένα με αυτές. Για τη αξιοποίηση του BLE από το Arduino είναι απαραίτητη η χρήση της βιβλιοθήκης ArduinoBle.h και των συναρτήσεών της, οι οποίες είναι υπεύθυνες για την προσθήκη χαρακτηριστικών στη

σύνδεση, την αποστολή διαφημιστικών πακέτων διαθεσιμότητας, τη σύνδεση του περιφερικού με κάποια κεντρική συσκευή και την αποστολή δεδομένων (`BLE.setLocalName()`, `BLE.setAdvertisedService()`, `eeService.addCharacteristic()`, `BLE.addService()`, `BLE.advertise()`, `BLE.central()`).



Εικόνα 42: Στιγμιότυπο από τα δεδομένα του σήματος στη MATLAB και των δεδομένων που γίνονται pop από τον buffer του Arduino. Τα δεδομένα και στις δύο εφαρμογές ταυτίζονται, άρα το Arduino δέχεται και στέλνει σωστά στοιχεία.



Εικόνα 43: Στιγμιότυπο από τη μεταφορά των δεδομένων στο κινητό. Στο πεδίο value φαίνεται η τιμή που έχει αποσταλεί από το Arduino Nano 33 BLE.

8.Αξιολόγηση και αποτελέσματα

8.1 Εισαγωγή

Αφού μελετήθηκε το θεωρητικό υπόβαθρο της εργασίας και παρουσιάστηκαν οι διαφορετικοί τρόποι με τους οποίους μπορεί να προσεγγιστεί η υλοποίηση του συστήματος για τη συλλογή και αποστολή των σημάτων, αυτό που απομένει είναι να αξιολογηθεί η αποδοτικότητα του ως προς κάποιον παράγοντα. Ο παράγοντας αυτός είναι η σχεδιαστική παράμετρος της κατανάλωσης ενέργειας στην οποία στηρίχθηκε το παρόν πόνημα. Το θέμα, λοιπόν, αυτής της ενότητας είναι η αξιολόγηση του μεταδότη ως προς την κατανάλωση και η παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

8.2 Αξιολόγηση

Ο έλεγχος της λειτουργίας του συστήματος ως προς τη σχεδιαστική του παράμετρο, δηλαδή τη χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, είναι ο βασικός παράγοντας αξιολόγησης της συγκεκριμένης εργασίας. Το ερώτημα, όμως, που δημιουργείται αφορά στον τρόπο με τον οποίο θα γίνει η αξιολόγηση. Όπως αναφέρθηκε στις προηγούμενες ενότητες η υλοποίηση του αποστολέα των ηλεκτροεγκεφαλογραφικών σημάτων έχει πραγματοποιηθεί με τρεις βασικούς τρόπους, σε επίπεδο μοντελοποίησης, προγραμματισμού ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και προγραμματισμού Arduino. Τόσο στο επίπεδο της μοντελοποίησης όσο και στο επίπεδο της αποστολής των δεδομένων με Arduino η κατανάλωση ενέργειας μπορεί να υπολογιστεί. Στο μεν υπολογίζεται με μία εικονική προσέγγιση για τη μέτρηση της μείωσης της ενέργειας μεταξύ των κωδικοποιημένων και των μη κωδικοποιημένων καναλιών, ενώ στο άλλο ένας πολύ εύκολος τρόπος είναι να συνδεθεί το Arduino με ένα power bank και να μετρηθούν οι χρόνοι που χρειάζονται για να μεταδοθεί ένα σήμα πριν και μετά την επεξεργασία. Στο επίπεδο προγραμματισμού με VHDL, επειδή αφορά στην οργάνωση της μνήμης, δεν επιχειρείται κάποιου είδους αξιολόγηση της ενέργειας.

Στην μοντελοποίηση που πραγματοποιείται σε MATLAB παρέχεται η δυνατότητα να αναλυθεί το σήμα και έτσι να βρεθούν κάποια βασικά του χαρακτηριστικά. Τα χαρακτηριστικά του σήματος που παρουσιάζουν ενδιαφέρον για τη μέτρηση της κατανάλωσης είναι η εύρεση του συνόλου των μεταβάσεων από το 0-1, οι οποίες αφορούν στη δυναμική κατανάλωση και απαιτούν την περισσότερη ενέργεια. Για την εύρεση του συνολικού αριθμού των μεταβάσεων από 0-1, 1-0, 0-0, 1-1 δημιουργήθηκαν τέσσερις συναρτήσεις (`zeros_2_ones()`, `ones_2_zeros()`, `zeros_2_zeros()`, `ones_2_ones()`), οι οποίες λαμβάνουν σαν είσοδο κάθε κανάλι ξεχωριστά. Για το κάθε κανάλι αφού υπολογιστεί το ποσό των μεταβάσεων, τότε πολλαπλασιάζονται με κάποιο συντελεστή βαρύτητας. Για τον υπολογισμό της στατικής κατανάλωσης λαμβάνονται υπόψη 4 βασικές παράμετροι, δηλαδή οι

διαφορετικές μεταβάσεις των διαδοχικών bit (0-0, 1-1, 0-1, 1-0). Επομένως, η στατική κατανάλωση αποτελεί το άθροισμα των συγκεκριμένων παραμέτρων. Στα σύγχρονα συστήματα η στατική κατανάλωση είναι σχεδόν εφάμιλλη της δυναμικής, συνεπώς ο συντελεστής για τη δυναμική κατανάλωση ισούται με 5 (4 + 1 λόγω της στατικής κατανάλωσης) [93]. Για την εξαγωγή αντικειμενικών συμπερασμάτων και το σχηματισμό μιας ολοκληρωμένης εικόνας για την απόδοση της κωδικοποίησης βρέθηκαν τα σύνολα των μεταβάσεων από 23 κανάλια που μετρήθηκαν από ένα ασθενή και έπειτα από τον πολλαπλασιασμό τους με τους αντίστοιχους συντελεστές και το άθροισμά τους βρέθηκαν τα εικονικά ποσά κατανάλωσης, τα οποία παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα:

A ₀	A ₁	A ₂	A ₃	A ₄	A ₅	A ₆
1	673,220	549,515	1,264,096	1,164,980	7.8409	18.3751
2	669,515	527,270	1,260,845	1,147,182	9.0148	21.246
3	664,420	513,600	1,257,039	1,136,120	9.6194	22.6995
4	667,430	528,945	1,259,597	1,148,392	8.8286	20.749
5	686,040	571,775	1,274,460	1,182,678	7.2016	16.6557
6	684,600	567,005	1,273,248	1,178,986	7.4033	17.1772
7	667,360	535,950	1,259,546	1,154,084	8.373	19.691
8	674,605	561,470	1,265,401	1,174,766	7.1626	16.7706
9	684,020	571,605	1,272,830	1,182,544	7.0933	16.4345
10	685,315	554,900	1,273,815	1,169,322	8.2032	19.0299

Πίνακας 2: Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση για τις μεταβάσεις 0-1, της συνολικής κατανάλωσης και της μείωσης τους για τα κανάλια 1-10.

A ₀	A ₁	A ₂	A ₃	A ₄	A ₅	A ₆
11	671,190	542,465	1,262,620	1,159,265	8.1858	19.1786
12	679,765	627,555	1,269,519	1,227,736	3.2912	7.6806
13	674,980	601,435	1,265,526	1,206,553	4.66	10.8959
14	672,665	595,725	1,263,714	1,202,193	4.8683	11.4381
15	673,250	534,130	1,264,391	1,152,470	8.8518	20.6639
16	676,825	636,815	1,267,159	1,235,278	2.5159	5.9114
17	691,235	568,575	1,278,594	1,180,287	7.6887	17.7451
18	685,225	568,765	1,273,732	1,180,522	7.3179	16.9959
19	668,810	513,760	1,260,744	1,136,281	9.8722	23.183
20	661,190	586,285	1,254,508	1,194,316	4.7981	11.3288
21	676,470	584,705	1,266,865	1,193,110	5.8219	13.5653
22	659,300	528,790	1,253,064	1,148,467	8.3473	19.7952
23	673,250	534,130	1,264,391	1,152,470	8.8518	20.6639

Πίνακας 3: Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση για τις μεταβάσεις 0-1, της συνολικής κατανάλωσης και της μείωσης τους για τα κανάλια 11-23.

Στους πίνακες 2 και 3 οι στήλες αντιστοιχούν στα εξής:

- A_0 : Τα κανάλια τα οποία εξετάζονται
- A_1 : Οι μεταβάσεις από 0-1 πριν την κωδικοποίηση Δέλτα (υπολογίστηκαν από τον πολλαπλασιασμό του συνόλου των μεταβάσεων με το αντίστοιχο βάρος)
- A_2 : Οι μεταβάσεις από 0-1 μετά από την εφαρμογή της κωδικοποίησης Δέλτα (υπολογίστηκε από τον πολλαπλασιασμό του συνόλου των μεταβάσεων με το βάρος)
- A_3 : Οι συνολικές μεταβάσεις πριν την κωδικοποίηση $((0-0)+(1-1)+(1-0)+5*(0-1))$
- A_4 : Οι συνολικές μεταβάσεις μετά την κωδικοποίηση $((0-0)+(1-1)+(1-0)+5*(0-1))$
- A_5 : Το ποσοστό της μείωσης των συνολικών μεταβάσεων
- A_6 : Το ποσοστό της μείωσης των μεταβάσεων 0-1

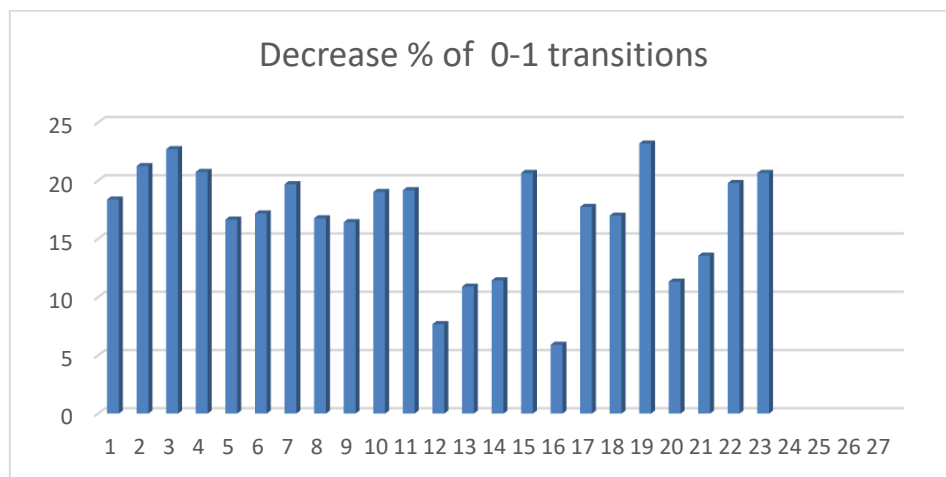
Η προσομοίωση σε επίπεδο Arduino κρίθηκε ιδιαιτέρως απαιτητική, καθώς το μοντέλο Nano 33 BLE δε διαθέτει EEPROM για την αποθήκευση των δεδομένων και την μετέπειτα αποστολή τους με την τροφοδότηση από power bank. Επομένως, όσες φορές έγινε προσπάθεια να φορτωθούν τα δεδομένα κάθε φορά που άλλαζε το μέσο της τροφοδοσίας τότε όλα διαγράφονταν. Επιπλέον, ούτε η βιβλιοθήκη FlashStorage.h, η οποία περιέχει συναρτήσεις για την αποθήκευση των δεδομένων στη flash μνήμη (μνήμη που χρησιμοποιεί το Arduino για την αποθήκευση των προγραμμάτων [86]), έλυσε το πρόβλημα γιατί έχει γραφτεί για SAMD αρχιτεκτονικές και δεν υπάρχει συμβατότητα με το συγκεκριμένο μοντέλο [85]. Εξαιτίας, λοιπόν, της πίεσης του χρόνου και των προβλημάτων που εντοπίστηκαν θεωρήθηκε καλύτερο να αφηθεί το συγκεκριμένο θέμα για μετέπειτα έρευνα στο μέλλον και να παρουσιαστούν τα αποτελέσματα που προέκυψαν από το στάδιο της μοντελοποίησης.

8.2 Αποτελέσματα

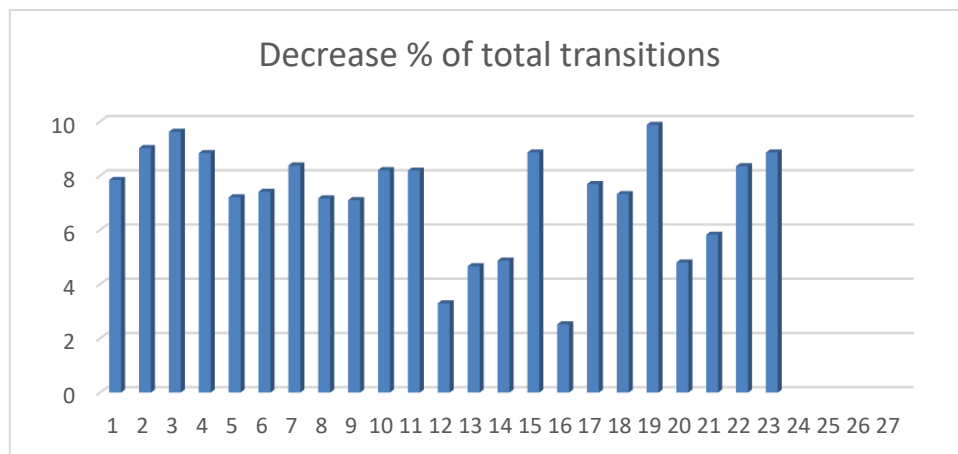
Από όσα έως τώρα έχουν διατυπωθεί αξίζει να τονιστούν τα αποτελέσματα, τα οποία είναι προϊόντα μιας αλληλουχίας εργασιών για την ελάττωση της κατανάλωσης της ενέργειας του συστήματος. Απόρροια της υλοποίησης είναι ότι από την προσπάθεια της μέτρησης της κατανάλωσης των 23 καναλιών παρουσιάστηκε συνολική μείωση των μεταβάσεων από 0 σε 1 η οποία κυμαίνεται από 5.9114 % έως 23.1832% μεταξύ των κωδικοποιημένων και των μη κωδικοποιημένων σημάτων. Για τις συνολικές μεταβάσεις η μείωση που προέκυψε είναι της τάξεως του 9.8722%, το οποίο πρακτικά σημαίνει ότι το συγκεκριμένο σύστημα αυξάνει αντίστοιχα το χρόνο ζωής της συσκευής νευροδιέγερσης. Αυτό το γεγονός είναι πάρα πολύ σημαντικό, διότι κάθε φορά που η μπαταρία της συσκευής τελειώνει πρέπει να πραγματοποιείται εκ νέου χειρουργική επέμβαση για την αντικατάστασή της. Επομένως, οποιαδήποτε

επιμήκυνση στο χρόνο ζωής της μπαταρίας της συσκευής, αυξάνει το διάστημα στο οποίο θα χρειαστεί να χειρουργηθεί ξανά ο ασθενής.

Από τα στοιχεία του Πίνακα 2 και του Πίνακα 3 για μία πιο εμπεριστατωμένη εικόνα εξήχθησαν διαγράμματα απεικόνισης των σχέσεων μεταξύ των δειγμάτων πριν και μετά από την κωδικοποίηση.



Εικόνα 44: Διάγραμμα μείωσης της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta για τις μεταβάσεις από 0-1.



Εικόνα 45: Διάγραμμα μείωσης της συνολικής κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta.

8.3 Συμπεράσματα

Η δημιουργία του συστήματος της ασύρματης μετάδοσης κωδικοποιημένων δεδομένων από εμφυτεύσιμες συσκευές εγκεφαλικής διέγερσης επετεύχθη με τρεις τρόπους, τη μοντελοποίηση σε MATLAB, τη συγγραφή κώδικα σε VHDL και τη προσομοίωση με Arduino. Η υλοποίηση αυτή είχε στόχο να επεξεργαστεί τα εγκεφαλικά σήματα, τα οποία θα καταγράφονται σε ασθενείς με επιληψία και θα αποτελούν στοιχεία, τα οποία η υπεύθυνη ιατρική ομάδα θα χρησιμοποιεί για την μελέτη και αντιμετώπιση των επιληπτικών κρίσεων. Οι διαδοχικές ενέργειες που θα λάβουν χώρα από την απόρροια των αποτελεσμάτων αυτών δίνουν στην επιστημονική ομάδα των ιατρών την άνεση να διαχειριστούν και να προσαρμόσουν τις λειτουργίες του συστήματος στις ανάγκες και στα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του ασθενούς. Έγινε προσπάθεια προσομοίωσης η οποία παρουσίασε ορισμένου βαθμού δυσκολία, δεδομένου ότι υπήρξε πρόβλημα κατά τη διαδικασία μέτρησης της κατανάλωσης, καθώς τα οποιαδήποτε δεδομένα που μεταφέρονταν στο Arduino μετά την αποσύνδεσή του διαγράφονταν. Βέβαια, θα ήταν καλό να διευκρινιστεί ότι εφόσον θα είχε επιτευχθεί πλήρως η δημιουργία της συσκευής αυτής και θα ενεργοποιούνταν, τότε η ροή των πληροφοριών θα ήταν απρόσκοπτη, χωρίς απώλεια στοιχείων και διαγραφής αυτών, γιατί δε θα μεταβαλλόταν το μέσο της τροφοδοσίας. Βασικά στοιχεία τα οποία προσελκύουν την προσοχή είναι η ελαχιστοποίηση της κατανάλωσης της ενέργειας, η χρήση μη απωλεστικών μεθόδων κωδικοποίησης, η αξιοποίηση του BLE πρωτοκόλλου, η σύνταξη κώδικα για την ορθή λειτουργία του συστήματος και η αξιολόγησή του.

Στις δοκιμές που έγιναν με το Arduino παρατηρήθηκε ότι όσα δεδομένα είχαν αποθηκευτεί προσωρινά στον buffer και αντλήθηκαν από αυτόν ήταν ίδια με τα αντίστοιχα στοιχεία από το αρχικό σήμα (Εικόνα 42). Επιπλέον, στη προσομοίωση στη MATLAB η μείωση των μεταβάσεων λόγω της κωδικοποίησης οδήγησε στην αισθητή ελάττωση της εικονικής κατανάλωσης της αποστολής των σημάτων (Πίνακας 2, Πίνακας 3), με την επακόλουθη αύξηση της αυτονομίας του συστήματος. Οι σκοποί και οι στόχοι που αναφέρθηκαν στο αντίστοιχο κεφάλαιο (Κεφάλαιο 1.2) όχι μόνο επιτεύχθηκαν, αλλά δημιουργούν προϋποθέσεις και προοπτικές εξέλιξης στο μέλλον. Αυτές οι προοπτικές εξέλιξης αφορούν στην ποιότητα των υλικών προϊόντος του χρόνου, στη μελέτη περεταίρω αναβαθμισμένων μεθόδων κωδικοποίησης, στην πραγματικού χρόνου μέτρηση της κατανάλωσης, στην εξέλιξη της ιατρικής επιστήμης, στην σύνδεση και ολοκληρωμένη παρουσίαση του εσωτερικού και του εξωτερικού συστήματος μέτρησης-καταστολής των κρίσεων και αποστολής των δεδομένων.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

Κώδικας 1 (Μοντελοποίηση σε MATLAB)

```
clear all;
close all;
clc;
%% reading the eeg from edf file
file='D:\chb01_03.edf';
[record,hdr]=readEDF(file);

%% selection of 4 channels with duration of 90sec (256x90=23,040 samples)
channel_1= record(21,23040:46080);
channel_2= record(22,23040:46080);
channel_3= record(23,23040:46080);
channel_4= record(20,23040:46080);
%% decimal to binary
bin_ch_1=[];
bin_ch_2=[];
bin_ch_3=[];
bin_ch_4=[];
for cols=1:length(channel_1)
    out=[];
    out= dec_2_bin(channel_1(cols));
    bin_ch_1= [bin_ch_1; out'];
    out= dec_2_bin(channel_2(cols));
    bin_ch_2= [bin_ch_2; out'];
    out= dec_2_bin(channel_3(cols));
    bin_ch_3= [bin_ch_3; out'];
    out= dec_2_bin(channel_4(cols));
    bin_ch_4= [bin_ch_4; out'];
end
bin_ch_1=bin_ch_1';
bin_ch_2=bin_ch_2';
bin_ch_3=bin_ch_3';
bin_ch_4=bin_ch_4';
%% count 0-1 transitions
count1_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_1)
count2_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_2)
count3_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_3)
count4_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_4)

%% count 1-1 transitions
count1_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_1);
count2_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_2);
count3_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_3);
count4_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_4);
%% count 0-0 transitions
count1_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_1);
count2_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_2);
count3_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_3);
count4_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_4);

%% count 1-0 transitions
count1_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_1);
count2_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_2);
count3_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_3);
count4_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_4);
%% static consumption
stat_cons_chan_1 = (1*count1_o_2_z)+ (1*count1_o_2_o)+ (1*count1_z_2_z)
```

```

stat_cons_chan_2 = (1*count2_o_2_z)+(1*count2_o_2_o)+(1*count2_z_2_z)
stat_cons_chan_3 = (1*count3_o_2_z)+(1*count3_o_2_o)+(1*count3_z_2_z)
stat_cons_chan_4 = (1*count4_o_2_z)+(1*count4_o_2_o)+(1*count4_z_2_z)

%% dynamic consumption
dyn_cons_chan_1=(5*count1_z_2_o)
dyn_cons_chan_2=(5*count2_z_2_o)
dyn_cons_chan_3=(5*count3_z_2_o)
dyn_cons_chan_4=(5*count4_z_2_o)

%% total consumption before Delta
total_bef_1= stat_cons_chan_1+ dyn_cons_chan_1
total_bef_2= stat_cons_chan_2+ dyn_cons_chan_2
total_bef_3= stat_cons_chan_3+ dyn_cons_chan_3
total_bef_4= stat_cons_chan_4+ dyn_cons_chan_4
%% Compression(Delta Encoding)
c_ch_1=delta_en(channel_1);
c_ch_2=delta_en(channel_2);
c_ch_3=delta_en(channel_3);
c_ch_4=delta_en(channel_4);
%% decimal to binary
bin_ch_1=[];
bin_ch_2=[];
bin_ch_3=[];
bin_ch_4=[];
for cols=1:length(c_ch_1)
    out=[];
    out= dec_2_bin(c_ch_1(cols));
    bin_ch_1= [bin_ch_1; out'];
    out= dec_2_bin(c_ch_2(cols));
    bin_ch_2= [bin_ch_2; out'];
    out= dec_2_bin(c_ch_3(cols));
    bin_ch_3= [bin_ch_3; out'];
    out= dec_2_bin(c_ch_4(cols));
    bin_ch_4= [bin_ch_4; out'];
end
bin_ch_1=bin_ch_1';
bin_ch_2=bin_ch_2';
bin_ch_3=bin_ch_3';
bin_ch_4=bin_ch_4';

%% count 0-1 transitions after delta encoding
c_count1_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_1);
c_count2_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_2);
c_count3_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_3);
c_count4_z_2_o=zeros_2_ones(bin_ch_4);

%% count 1-1 transitions after delta encoding
c_count1_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_1);
c_count2_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_2);
c_count3_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_3);
c_count4_o_2_o=ones_2_ones(bin_ch_4);
%% count 0-0 transitions after delta encoding
c_count1_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_1);
c_count2_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_2);
c_count3_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_3);
c_count4_z_2_z=zeros_2_zeros(bin_ch_4);

%% count 1-0 transitions after delta encoding
c_count1_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_1)
c_count2_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_2)
c_count3_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_3)
c_count4_o_2_z=ones_2_zeros(bin_ch_4)

```



```
%% static consumption after Delta

c_stat_cons_chan_1= (1*c_count1_o_2_z)+ (1*c_count1_o_2_o)+
(1*c_count1_z_2_z)
c_stat_cons_chan_2= (1*c_count2_o_2_z)+ (1*c_count2_o_2_o)+
(1*c_count2_z_2_z)
c_stat_cons_chan_3= (1*c_count3_o_2_z)+ (1*c_count3_o_2_o)+
(1*c_count3_z_2_z)
c_stat_cons_chan_4= (1*c_count4_o_2_z)+ (1*c_count4_o_2_o)+
(1*c_count4_z_2_z)

%% dynamic consumption
c_dyn_cons_chan_1=(5*c_count1_z_2_o)
c_dyn_cons_chan_2=(5*c_count2_z_2_o)
c_dyn_cons_chan_3=(5*c_count3_z_2_o)
c_dyn_cons_chan_4=(5*c_count4_z_2_o)

%% total consumption before Delta
c_total_aft_1= c_stat_cons_chan_1+ c_dyn_cons_chan_1
c_total_aft_2= c_stat_cons_chan_2+ c_dyn_cons_chan_2
c_total_aft_3= c_stat_cons_chan_3+ c_dyn_cons_chan_3
c_total_aft_4= c_stat_cons_chan_4+ c_dyn_cons_chan_4

%% decrease of total consumption
total_cons_1_dif= (((stat_cons_chan_1+dyn_cons_chan_1)-
(c_stat_cons_chan_1+c_dyn_cons_chan_1))/(stat_cons_chan_1+dyn_cons_chan_1))*
100
total_cons_2_dif= (((stat_cons_chan_2+dyn_cons_chan_2)-
(c_stat_cons_chan_2+c_dyn_cons_chan_2))/(stat_cons_chan_2+dyn_cons_chan_2))*
100
total_cons_3_dif= (((stat_cons_chan_3+dyn_cons_chan_3)-
(c_stat_cons_chan_3+c_dyn_cons_chan_3))/(stat_cons_chan_3+dyn_cons_chan_3))*
100
total_cons_4_dif= (((stat_cons_chan_4+dyn_cons_chan_4)-
(c_stat_cons_chan_4+c_dyn_cons_chan_4))/(stat_cons_chan_4+dyn_cons_chan_4))*
100

%% decrease of dynamic consumption
dyn_cons_1_dif= ((dyn_cons_chan_1-c_dyn_cons_chan_1)/dyn_cons_chan_1)*100
dyn_cons_2_dif= ((dyn_cons_chan_2-c_dyn_cons_chan_2)/dyn_cons_chan_2)*100
dyn_cons_3_dif= ((dyn_cons_chan_3-c_dyn_cons_chan_3)/dyn_cons_chan_3)*100
dyn_cons_4_dif= ((dyn_cons_chan_4-c_dyn_cons_chan_4)/dyn_cons_chan_4)*100
```

Κώδικας 2 (Σύνδεση MATLAB με ARDUINO και μεταφορά δεδομένων)

```
clear all;
close all;
clc;
%% reading the eeg from edf file
file='D:\chb01_03.edf';
[record,hdr]=readEDF(file);

%% selection of 4 channels with duration of 90sec (256x90=23,040 samples)
channel_1= record(1,23040:46080);

%% decimal to binary
bin_ch_1=[];
```

```

for cols=1:length(channel_1)
    out=[];

    out= dec_2_bin(channel_1(cols));
    bin_ch_1= [bin_ch_1; out'];

end

bin_ch_1=bin_ch_1';

int_eeg=[];

%% serial connection with arduino
%fclose(instrfind);
k=serial('COM5','BAUDRATE',9600);

fopen(k);

start_i=1; %start of the integer
end_i=8; %end of the integer
% seperate 32-bits into 4 Bytes
for i=1:90690
    int_val= sum(bin_ch_1(start_i:end_i).*(2.^(size(bin_ch_1(start_i:end_i),2)-
1:-1:0)),2);
    int_eeg(i)= int_val;
    start_i=start_i+8;
    end_i=end_i+8;
end

% send data to serial port
fwrite(k,int_eeg(1:256));

fclose(k);

```

Κώδικας 3 (Κωδικοποίηση Delta)

```

%% Compression(Delta Encoding)
function compressed_data=delta_en(data)

    compressed_data=[];
    compressed_data=data;
    for i =2:length(data)
        compressed_data(i)=data(i)-data(i-1);
    end

end

```

Κώδικας 4 (Μετατροπή δεκαδικού αριθμού σε δυαδικό)

```
function d2b = dec_2_bin(a)

    n = 15;           % number bits for integer part of your number
    m = 32-n-1;       % number bits for fraction part of your
number
% binary number
    d2b = fix(rem(abs(a)*pow2(-(n-1):m),2));
    if a>=0
        sign=0;
    else
        sign=1;
    % end
% the inverse transformation
    %b2d = d2b*pow2(n-1:-1:-m).';
    d2b =[sign d2b];

end
```

Κώδικας 5 (Μετρητής μεταβάσεων 0-1)

```
% finds the total number of 0 to 1 transitions of a signal
function z_2_o=zeros_2_ones(signal)
    z_2_o=0;
    for i=1:length(signal)-1

        if (i~=length(signal))
            if (signal(i)== 0 & signal(i+1)==1)
                z_2_o=z_2_o+1;
            end
        end
    end

end

end
```

Κώδικας 6 (Μετρητής μεταβάσεων 1-0)

```
% finds the total number of 1 to 0 transitions of a signal
function z_2_o=ones_2_zeros(signal)
    z_2_o=0;
    for i=1:length(signal)-1

        if (i~=length(signal))
            if (signal(i)== 1 & signal(i+1)==0)
                z_2_o=z_2_o+1;
            end
        end
    end

end
```

end

Κώδικας 7 (Μετρητής μεταβάσεων 0-0)

```
% finds the total number of 0 to 0 transitions of a signal
function z_2_z=zeros_2_zeros(signal)
    z_2_z=0;
    for i=1:length(signal)-1

        if (i~=length(signal))
            if (signal(i)== 0 & signal(i+1)==0)
                z_2_z=z_2_z+1;
            end
        end
    end
end

end
```

Κώδικας 8 (Μετρητής μεταβάσεων 1-1)

```
% finds the total number of 0 to 0 transitions of a signal
function o_2_o=ones_2_ones(signal)
    o_2_o=0;
    for i=1:length(signal)-1

        if (i~=length(signal))
            if (signal(i)== 1 & signal(i+1)==1)
                o_2_o=o_2_o+1;
            end
        end
    end
end

end
```

Κώδικας 9 (VHDL κώδικας για FIFO buffer)

```
-- Code for FIFO buffer

library ieee;

use ieee.std_logic_1164.all;

use ieee.numeric_std.all;
```

entity fifo_buffer_new is

generic (

 RAM_W : integer:=8; --size of data

 RAM_L : integer:=32 --length of ram

);

port(

 clk: in std_logic;

 rst: in std_logic;

 data: in std_logic_vector(RAM_W-1 downto 0);

 en_w: in std_logic; --write enable

 en_r: in std_logic; --read enable

 data_read :out std_logic_vector(RAM_W-1 downto 0);

 empty : out std_logic;

 full : out std_logic

);

end fifo_buffer_new;

architecture behavioral of fifo_buffer_new is

 type type_ram is array (RAM_L-1 downto 0) of std_logic_vector(RAM_W-1 downto 0);

 signal ram : type_ram:= (others => (others => '0'));

 signal input : integer range 0 to RAM_L-1:= 0;

 signal output : integer range 0 to RAM_L-1:= 0;

 signal count : integer range RAM_L - 1 downto -1:=0;

 signal empty_i : std_logic;

 signal full_i : std_logic;

```
begin

FIFO_IMPL: process (clk) is
begin
    if clk'event and clk='1' and clk'last_value='0' then
        if rst = '1' then
            count <= 0;
            input  <= 0;
            output <= 0;

            data_read <= (others => '0');
        else

            --reduction of count when a value is being read
            if (en_r = '1') then
                count <= count - 1;
            end if;

            -- writting process
            if (en_w = '1' and full_i = '0') then
                if input= RAM_L-1 then
                    input<= 0;
                else
                    input <= (input + 1);
                end if;
                ram(input) <= data;
                count <= count + 1;
            end if;

            --reading pointer update
```

```
if (en_r = '1' and empty_i = '0') then
  if output = RAM_L-1 then
    output <= 0;
  else
    data_read <= ram(output);
    output <= output + 1;

    end if;
  end if;
end if;
end if;
end process FIFO_IMPL;
full_i <= '1' when count= RAM_L else '0';
empty_i <= '1' when count = 0    else '0';

full <= full_i;
empty <= empty_i;
end behavioral;
```

Κώδικας 10 (Arduino κώδικας για παραλαβή, αποθήκευση και αποστολή δεδομένων)

```
#include <ArduinoBLE.h>
#include <RingBuf.h>

// struct that merges the four bytes of every long integer
typedef union fourByteMerge {
  struct {
    byte fourthByte;
    byte thirdByte;
    byte secondByte;
```

```

    byte firstByte;
}

parts;

unsigned int merged;
}

twoByteMerge_t;
twoByteMerge_t combined;
RingBuf<unsigned long, 23040> buff;
// variables fro delta compression
unsigned long cur_val, prev_val=0, delta;
int length_buff= 0;
// BLE Battery Service
BLEService eegService(/*"180E"*/ "1800");

// BLE Battery Level Characteristic
BLEUnsignedCharCharacteristic valueLevelChar(/*"2A19"*/ "2A19", // standard 16-
bit characteristic UUID
BLERead | BLENotify); // remote clients will be able to get notifications if this
characteristic changes
long previousMillis = 0; // last time the updated level was checked, in ms
void setup() {
    Serial.begin(9600); // initialize serial communication
    while (!Serial);

    pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT); // initialize the built-in LED pin to indicate
when a central is connected

    // begin initialization
    if (!BLE.begin()) {
        Serial.println("starting BLE failed!");

        while (1);
    }
}

```



```
/* Set a local name for the BLE device  
    This name will appear in advertising packets  
    and can be used by remote devices to identify this BLE device  
    The name can be changed but maybe be truncated based on space left in  
    advertisement packet  
*/  
BLE.setLocalName("EEG transmitter");  
BLE.setAdvertisedService(eegService); // add the service UUID  
eegService.addCharacteristic(valueLevelChar); // add the eeg characteristic  
BLE.addService(eegService); // Add the eeg service  
  
/* Start advertising BLE. It will start continuously transmitting BLE  
    advertising packets and will be visible to remote BLE central devices  
    until it receives a new connection */  
  
// start advertising  
BLE.advertise();  
  
Serial.println("Bluetooth device active, waiting for connections...");  
}  
  
void loop() {  
    // wait for a BLE central  
    BLEDevice central = BLE.central();  
  
    // if a central is connected to the peripheral:  
    if (central) {  
        Serial.print("Connected to central: ");  
        // print the central's BT address:
```

```
Serial.println(central.address());

// turn on the LED to indicate the connection:
digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);


// call the function every 200ms
// while the central is connected:
while (central.connected()) {
    long currentMillis = millis();
    // if 200ms have passed, check for data:
    if (currentMillis - previousMillis >= 200) {
        previousMillis = currentMillis;
        updatevalueLevel();
    }
}

// when the central disconnects, turn off the LED:
digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW);
Serial.print("Disconnected from central: ");
Serial.println(central.address());
}

}

// basic function of receiving serial data, store them in a FIFO buffer and send them to
another device through BLE
void updatevalueLevel() {

    byte b1,b2,b3,b4;
    int num1,num2,num3,num4;
    if (!buff.isFull()){
        for (int i=0;i<64;i++){
            if (Serial.available()) {
```

```
combined.parts.firstByte = Serial.read();
while(Serial.available() != 0){
}

combined.parts.secondByte = Serial.read();
while(Serial.available() != 0){
}

combined.parts.thirdByte = Serial.read();
while(Serial.available() != 0){
}

combined.parts.fourthByte = Serial.read();
// combine all the bytes to create the long integer
combined.merged = ((unsigned int)(combined.parts.firstByte) << 24) |
(unsigned int)(combined.parts.secondByte<<16)| (unsigned
int)(combined.parts.thirdByte<<8)| (unsigned int)(combined.parts.fourthByte);

// delta encoding
cur_val= combined.merged;
delta = cur_val-prev_val;
buff.push(delta);
prev_val=cur_val;

length_buff++;
}
}

}

Serial.print("size of buffer:");
Serial.println(buff.size());
if (length_buff==23040){
```

```

//buff.pop(prev_val);
for(int i=0; i<23040;i++){
    buff.pop(delta);
    //delta=cur_val-prev_val;
    b1=(delta >> 24);
    num1=b1;
    valueLevelChar.writeValue(num1);
    Serial.println(b1,DEC);
    //delay(1000);
    b2=(delta >> 16);
    num2=b2;
    valueLevelChar.writeValue(num2);
    Serial.println(b2,DEC);
    //delay(1000);
    b3=(delta >> 8);
    num3=b3;
    valueLevelChar.writeValue(num3);
    Serial.println(b3,DEC);
    //delay(1000);
    b4=(delta);
    num4=b4;
    valueLevelChar.writeValue(num4);
    Serial.println(b4,DEC);
    //delay(1000);
}
}

}

```


Βιβλιογραφία

- [1] «World Health Organization,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [2] Ε. Σαμαράς, «Ευστάθιος Σαμαράς, MD Νευροχειρουργός,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://samaras-nevroxeirourgios.gr/diseases/brain/kefalalgia/epilipsia/>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [3] «MAYO CLINIC,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/epilepsy/symptoms-causes/syc-20350093>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [4] «American Association of Neurological Surgeons,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.aans.org/en/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Epilepsy>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [5] «Queensland Government, Queensland Health,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.health.qld.gov.au/__data/assets/pdf_file/0030/154749/medical_imaging_238.pdf. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [6] «EPILEPSY FOUNDATION AND EPILEPSY TOGETHER,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.epilepsy.com>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [7] «Wikipedia,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9C%CE%B5%CF%84%CF%89%CF%80%CE%B9%CE%B1%CE%AF%CE%BF%CF%82_%CE%BB%CE%BF%CE%B2%CF%8C%CF%82. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [8] «Trans Cranial Technologies,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.transcranial.com/docs/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [9] Rojas, G. M., Alvarez, C., Montoya, C. E., de la Iglesia-Vayá, M., Cisternas, J. E., & Gálvez, M. (2018). Study of resting-state functional connectivity networks using EEG electrodes position as seed. *Frontiers in neuroscience*, 12, 235.
- [10] Nayak CS, Anilkumar AC. EEG Normal Waveforms. [Updated 2020 Jul 31]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539805/>
- [11] «Study.com,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://study.com/academy/lesson/electroencephalogram-eeeg-seizure-test-patterns-detection.html>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [12] «NHS,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.nhs.uk>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].

- [13] Mohamed, N., Rubin, D., & Marwala, T. (2006). Detection of epileptiform activity in human EEG signals using Bayesian neural networks. *Neural Information Processing-Letters and Reviews*, 10(1), 1-10.
- [14] «ΙΑΤΡΟΠΟΛΙΣ,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.iatropoli.gr/gr/%CF%84%CE%B9-%CE%B5%CE%AF%CE%BD%CE%B1%CE%B9-%CF%84%CE%BF-pet-ct>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [15] «Όμιλος Ιατρικού Αθηνών,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.iatriko.gr/el/tmima/pyriniki-iatriki-0?cl=609>. [Πρόσβαση 6 Μαΐου 2021].
- [16] Warwick, J. (2013). More about... Nuclear medicine: Brain imaging with SPECT and PET. *Continuing Medical Education*, 307-311.
- [17] «Cleveland Clinic,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://my.clevelandclinic.org>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [18] Le, Robert & Nguyen, Minh & Yan, Weiqi. (2020). A Web-Based Augmented Reality Approach to Instantly View and Display 4D Medical Images. 10.1007/978-3-030-41299-9_54.
- [19] «ST. MICHAEL'S UNITY HEALTH TORONTO,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.stmichaelshospital.com/programs/imaging/ctscan/faq.php> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [20] «NEUROSCIENTIFICALLY CHALLENGED,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.neuroscientificallychallenged.com/glossary/corpus-callosum>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [21] Reyes, N. & Bragg Gonzalo, Lorena & Nieto, Marta. (2020). Development and plasticity of the corpus callosum. *Development*. 10.1242/dev.189738.
- [22] «ins International Neuromodulation society,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.neuromodulation.com/about-neuromodulation?fbclid=IwAR0XzmoqgAmLo4y_4lnnHXtXO7IJVNHw64Jx2SH7S4NLF1vu9-vYn3E8mKM. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [23] Kokkinos, Vasileios & Urban, Alexandra & Sisterson, Nathaniel & Li, Ningfei & Corson, Danielle & Richardson, Robert. (2020). Responsive Neurostimulation of the Thalamus Improves Seizure Control in Idiopathic Generalized Epilepsy: A Case Report. *Neurosurgery*. 87. 10.1093/neuros/nyaa001.
- [24] «UCSF HEALTH,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.ucsfhealth.org/treatments/responsive-neurostimulation>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].

- [25] «University of Pittsburgh,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.neurosurgery.pitt.edu/centers/epilepsy/responsive-neurostimulation>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [26] «NEUROPACE,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.neuropace.com/> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [27] Thomas G, Jobst B. Critical review of the responsive neurostimulator system for epilepsy. *Med Devices (Auckl)*. 2015;8:405-411 <https://doi.org/10.2147/MDER.S62853>
- [28] «ΙΑΤΡΙΚΟΣ ΣΥΛΛΟΓΟΣ ΤΡΙΚΑΛΩΝ ΑΣΚΛΗΠΙΟΣ,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://istrikala.gr/%CE%B5%CE%BD%CE%B7%CE%BC%CE%AD%CF%81%CF%89%CF%83%CE%B7/dbs-%CE%B7-%CF%84%CE%B5%CF%87%CE%BD%CE%B9%CE%BA%CE%AE-%CE%B5%CE%BC%CF%86%CF%8D%CF%84%CE%B5%CF%85%CF%83%CE%B7%CF%82-%CE%B7%CE%BB%CE%B5%CE%BA%CF%84%CF%81%CE%BF%CE%B4%CE%AF%CF%89%CE%BD-%CF%80%CE%BF/>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [29] «Practical Neurology,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://practicalneurology.com/articles/2019-oct/neurostimulation-epilepsy>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [30] «ALZFORUM NETWORKING FOR A CURE,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.alzforum.org/print-series/192366>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [31] «Britannica,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.britannica.com/science/vagus-nerve>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [32] X. Σεφέρης, «ιατροnet,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.iatronet.gr/ygeia/nevrologia/article/24734/topothetisi-diegerti-pnevmonogastrikoy-nevro-ygia-ton-elegxo-epiliptikwn-krisewn.html> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [33] «ADVANCEDRM,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://advancedrm.com/vns-therapy-ceases-seizures-medicine-fails/>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [34] «MedCity News,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://medcitynews.com/2011/03/medtronic-announces-newest-addition-to-activa-neurostim-line/> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [35] «Medtronic,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.medtronic.com/gr-el/index.html> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [36] «Neupsy Key,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://neupsykey.com/fundamentals-of-deep-brain-stimulation-programming/> [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].

- [37] «Medtronic,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.pacificneuroscienceinstitute.org/movement-disorders/wp-content/uploads/sites/7/2020/12/US-Percept-Media-Kit-US-FY21-FINAL.pdf>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [38] «MIRAGE,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.miragenews.com/brain-stimulator-makes-west-coast-debut-in-seattle/>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [39] B. Schmitt, «TRIB LIVE,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://archive.triblive.com/news/health-now/mccandless-woman-1st-in-region-with-implant-aimed-at-halting-seizures/>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [40] «FDA,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf10/p100026c.pdf. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [41] Nelson, B. D., Karipott, S. S., Wang, Y., & Ong, K. G. (2020). Wireless Technologies for Implantable Devices. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(16), 4604. <https://doi.org/10.3390/s20164604>
- [42] «CABOT,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.cabotsolutions.com/ble-vs-wi-fi-which-is-better-for-iot-product-development>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [43] «IoT Lab,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://iotlab.tertiumcloud.com/2020/08/19/classic-bluetooth-vs-bluetooth-low-energy-ble/>. [Πρόσβαση 7 Μαΐου 2021].
- [44] G. B. Wakhle, I. Aggarwal and S. Gaba, "Synthesis and Implementation of UART Using VHDL Codes," *2012 International Symposium on Computer, Consumer and Control*, Taichung, Taiwan, 2012, pp. 1-3, doi: 10.1109/IS3C.2012.10.
- [45] Y. Fang and X. Chen, "Design and Simulation of UART Serial Communication Module Based on VHDL," *2011 3rd International Workshop on Intelligent Systems and Applications*, Wuhan, 2011, pp. 1-4, doi: 10.1109/ISA.2011.5873448.
- [46] A. Kumar, B. Pandey, D. M. Akbar Hussain, M. Atiqur Rahman, V. Jain and A. Bahanasse, "Frequency Scaling and High Speed Transceiver Logic Based Low Power UART design on 45nm FPGA," *2019 11th International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks (CICN)*, Honolulu, HI, USA, 2019, pp. 88-92, doi: 10.1109/CICN.2019.8902375.
- [47] Singh, P., Sharma, D., & Agrawal, S. (2011). A modern study of bluetooth wireless technology. *International Journal of Computer Science, Engineering and Information Technology (IJCSEIT)*, 1(3), 55-63.
- [48] K. Gopikrishnan, «technobyte,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://technobyte.org/bluetooth-standard-beginners-explained-guide/>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].

- [49] «tutorialspoint,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.tutorialspoint.com/the-bluetooth-protocol-architecture>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].
- [50] «Bluetooth,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.bluetooth.com/>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].
- [51] «TEACH COMPUTER SCIENCE,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://teachcomputerscience.com/data-compression/>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].
- [52] Shannon, C. E., & Weaver, W. (1949). *The mathematical theory of information*. Urbana: University of Illinois Press, 97.
- [53] Fano, R. M. (1949). *The transmission of information*. Cambridge, Mass, USA: Massachusetts Institute of Technology, Research Laboratory of Electronics.
- [54] Huffman, D. A. (1952). A method for the construction of minimum-redundancy codes. *Proceedings of the IRE*, 40(9), 1098-1101.
- [55] K. Mysliwiec, «Kamil Myśliwiec,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://kamilmysliwiec.com/implementation-of-huffman-coding-algorithm-with-binary-trees>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].
- [56] Rigler, S., Bishop, W., & Kennings, A. (2007, April). FPGA-based lossless data compression using Huffman and LZ77 algorithms. In 2007 Canadian conference on electrical and computer engineering (pp. 1235-1238). IEEE.
- [57] Freschi, V., & Bogliolo, A. (2010). A faster algorithm for the computation of string convolutions using LZ78 parsing. *Information processing letters*, 110(14-15), 609-613.
- [58] Yan-li, Z., Xiao-ping, F., Shao-qiang, L., & Zhe-yuan, X. (2010, July). Improved LZW algorithm of lossless data compression for WSN. In *2010 3rd International Conference on Computer Science and Information Technology* (Vol. 4, pp. 523-527). IEEE.
- [59] Z. Zhang, T. Jung, S. Makeig and B. D. Rao, "Compressed Sensing of EEG for Wireless Telemonitoring With Low Energy Consumption and Inexpensive Hardware," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 1, pp. 221-224, Jan. 2013, doi: 10.1109/TBME.2012.2217959.
- [60] Sharma, S., & Chopra, A. The Study: LZW Compression on SEP Protocol.
- [61] Gurve D, Delisle-Rodriguez D, Bastos-Filho T, Krishnan S. Trends in Compressive Sensing for EEG Signal Processing Applications. *Sensors (Basel)*. 2020;20(13):3703. Published 2020 Jul 2. doi:10.3390/s20133703
- [62] Kan Luo, Zhipeng Cai, Keqin Du, Fumin Zou, Xiangyu Zhang, Jianqing Li, "A Digital Compressed Sensing-Based Energy-Efficient Single-Spot Bluetooth ECG

Node", Journal of Healthcare Engineering, vol. 2018, Article ID 2687389, 11 pages, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/2687389>

[63] Fauvel S, Ward RK. An Energy Efficient Compressed Sensing Framework for the Compression of Electroencephalogram Signals. *Sensors*. 2014; 14(1):1474-1496. <https://doi.org/10.3390/s140101474>

[64] L. Chen, E. Zhao, D. Wang, Z. Han, S. Zhang and Cuiping Xu, "Feature extraction of EEG signals from epilepsy patients based on Gabor Transform and EMD Decomposition," *2010 Sixth International Conference on Natural Computation*, Yantai, China, 2010, pp. 1243-1247, doi: 10.1109/ICNC.2010.5583630.

[65] Tao, D., Di, S., Guo, H., Chen, Z., & Cappello, F. (2019). Z-checker: A framework for assessing lossy compression of scientific data. *The International Journal of High Performance Computing Applications*, 33(2), 285-303.

[66] Di, Sheng, & Cappello, Franck. *Optimization of Error-Bounded Lossy Compression for Hard-to-Compress HPC Data*. United States. <https://doi.org/10.1109/TPDS.2017.2749300>

[67] Joseph Azar, Abdallah Makhoul, Mahmoud Barhamgi, Raphael Couturier. An energy efficient IoTdata compression approach for edge machine learning. *Future Generation Computer Systems*, Elsevier, 2019, 96, pp.168 - 175. 10.1016/j.future.2019.02.005. hal-02370471

[68] Titus, G., & Sudhakar, M. S. (2020). A simple but efficient EEG data compression algorithm for neuromorphic applications. *IETE Journal of Research*, 66(3), 303-314.

[69] Karimu, R. Y., & Azadi, S. (2016). Lossless EEG compression using the DCT and the Huffman coding.

[70] Yu, Bo & Yang, Liuqing & Chong, Chia-Chin. (2010). ECG Monitoring over Bluetooth: Data Compression and Transmission. 1 - 5. 10.1109/WCNC.2010.5506641.

[71] N. Ahmed, T. Natarajan and K. R. Rao, "Discrete Cosine Transform," in *IEEE Transactions on Computers*, vol. C-23, no. 1, pp. 90-93, Jan. 1974, doi: 10.1109/T-C.1974.223784.

[72] Smith, S. (2013). *Digital signal processing: a practical guide for engineers and scientists*. Elsevier.

[73] Hussain, S. R., Wang, C., Sultana, S., & Bertino, E. (2014, December). Secure data provenance compression using arithmetic coding in wireless sensor networks. In *2014 IEEE 33rd International Performance Computing and Communications Conference (IPCCC)* (pp. 1-10). IEEE.

- [74] Singh, A., & Gilhotra, R. (2011). Data security using private key encryption system based on arithmetic coding. *International Journal of Network Security & Its Applications (IJNSA)*, 3(3), 58-67.
- [75] Kim, S., Kim, J., & Chun, H. W. (2018). Wave2Vec: Vectorizing Electroencephalography Bio-Signal for Prediction of Brain Disease. *International journal of environmental research and public health*, 15(8), 1750.
<https://doi.org/10.3390/ijerph15081750>
- [76] Γ. Θεοδωρίδης, Ο. Κουφοπαύλου, «ΣχεδιασμόςΟλοκληρωμένωνΚυκλωμάτων(VLSI) Ι». Έκδοση: 1.0 Πάτρα 2015 [Διάλεξη]. Available: <https://eclass.upatras.gr/courses/EE891/> [Πρόσβαση 26 Απριλίου 2021].
- [77] Sisterson, N.D., Wozny, T.A., Kokkinos, V. *et al.* Closed-Loop Brain Stimulation for Drug-Resistant Epilepsy: Towards an Evidence-Based Approach to Personalized Medicine. *Neurotherapeutics* **16**, 119–127 (2019).
<https://doi.org/10.1007/s13311-018-00682-4>
- [78] Parai, M. K., Das, B., & Das, G. (2013). An overview of microcontroller unit: from proper selection to specific application. *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)*, 2(6), 145-147.
- [79] Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P. C., Mark, R., ... & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [Online]. 101 (23), pp. e215–e220.
- [80] Ali Shueb. Application of Machine Learning to Epileptic Seizure Onset Detection and Treatment. PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, September 2009.
- [81] «Arduino,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.arduino.cc/>. [Πρόσβαση 8 Μαΐου 2021].
- [82] «Drew Vigne,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://drewvigne.me/arduino-nano-33-ant>. [Πρόσβαση 26 Απριλίου 2021].
- [83] «O'REILLY,» [Ηλεκτρονικό]. Available : <https://www.oreilly.com/library/view/arduino-cookbook/9781449399368/ch04.html>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [84] «NORDIC SEMICONDUCTOR,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.nordicsemi.com/Software-and-tools/Development-Tools/nRF-Connect-for-mobile>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].

- [85] «Arduino FORUM,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://forum.arduino.cc/t/using-flashstorage-library-with-nano-33-ble/657706>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [86] «THE ENGINEERING PROJECTS,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.theengineeringprojects.com/2021/01/introduction-to-arduino-nano-33-ble.html>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [87] «VHDL whiz,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://vhdlwhiz.com/ring-buffer-fifo/>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [88] «European Data Format,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.edfplus.info/>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [89] «TeachMe Anatomy,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://teachmeanatomy.info/neuroanatomy/structures/meninges/>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [90] «Britannica,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.britannica.com/technology/telecommunication/Modulation>. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [91] J. Scarpati, «TechTarget,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://searchnetworking.techtarget.com/definition/radio-frequency?fbclid=IwAR0Y_oeiJsT8Y6MrVEH7wccoLYj3Ewm27bEo_gm-mxeelhMW5aRVMZOOh3rs. [Πρόσβαση 30 Μαΐου 2021].
- [92] Jafarzadeh, N., Palesi, M., Khademzadeh, A., & Afzali-Kusha, A. (2014). *Data Encoding Techniques for Reducing Energy Consumption in Network-on-Chip*. *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, 22(3), 675–685. doi:10.1109/tvlsi.2013.2251020

Πηγές Εικόνων

Εικόνα 1: Εγκεφαλικοί λοβοί [7].

Εικόνα 2: Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20 [9].

Εικόνα 3: Απεικόνιση των εγκεφαλικών ρυθμών [11].

Εικόνα 4: Απεικόνιση επιληπτικών κυματομορφών. Α: αιχμές (spikes) Β: βαθιά κύματα (sharp waves) C: αιχμές και κύματα (spikes-and-waves) [13].

Εικόνα 5: Η πρώτη αριστερά εικόνα απεικονίζει το αποτέλεσμα μίας εξέτασης SPECT κατά τη διάρκεια της επιληπτικής κρίσης. Η δεύτερη εικόνα είναι το αποτέλεσμα της SPECT ανάμεσα σε δύο κρίσεις και η τρίτη είναι ο συνδυασμός τους μαζί με την MRI. Η τεχνική αυτή ονομάζεται SISCO [16].

Εικόνα 6: α. Εικόνα εγκεφάλου από CT β. Εικόνα εγκεφάλου από MR [18].

Εικόνα 7: Με πράσινο χρώμα είναι το μεσολόβιο (corpus callosum)[20].

Εικόνα 8: Α. Εγκάρσια απεικόνιση μεσολοβίου Β. Οβελιαία απεικόνιση μεσολοβίου C. Στεφανιαίο επίπεδο απεικόνισης μεσολοβίου. Σκοπός της εικόνας είναι η κατανόηση του ότι το μεσολόβιο ενώνει τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια [21].

Εικόνα 9: Εμφυτευμένο RNS σύστημα σε ακτινογραφία [27].

Εικόνα 10: Σταθεροποίηση και παράλληλη απεικόνιση για την τοποθέτηση ενός DBS συστήματος [28].

Εικόνα 11: DBS σύστημα όπως φαίνεται σε μία ακτινογραφία [28].

Εικόνα 12: Διακρίνεται ο διεγέρτης στην περιοχή του στήθους και τα καλώδια που κατευθύνονται στην περιοχή ενδιαφέροντος [30]

Εικόνα 13: Στο στήθος είναι τοποθετημένος ο διεγέρτης, του οποίου τα καλώδια περιελίσσονται γύρο από τον αριστερό κλάδο του πνευμονογαστρικού νεύρου [33].

Εικόνα 14: Διεγέρτης και ηλεκτρόδια Activa™ SC [34].

Εικόνα 15: Στα αριστερά βρίσκεται η συσκευή την οποία χειρίζεται ο ασθενής και δεξιά η συσκευή με την οποία ο γιατρός προγραμματίζει το σύστημα [36].

Εικόνα 16: Διεγέρτης ACTIVA™ RC [35].

Εικόνα 17: Παρουσιάζεται η δυνατότητα του συστήματος να συγκρατεί ημερολόγιο με γεγονότα [37].

Εικόνα 18: Αριστερά φαίνεται το λογισμικό με το οποίο αλληλεπιδρά ο ασθενής και το οποίο του παρέχει πληροφορίες σχετικές με την τιμή της μπαταρίας, συμβάντα κ.λπ.. Στα δεξιά είναι ο προγραμματιστής του γιατρού και στο κέντρο το μοντέλο του διεγέρτη [38].

Εικόνα 19: Φαίνεται ο τρόπος που μία ασθενής τοποθετεί το φορητό ραβδί για την αποστολή των δεδομένων στον υπολογιστή της [39].

Εικόνα 20: Ο ειδικός μαγνήτης για την ενεργοποίηση της καταγραφής και την αναστολή των ανεπιθύμητων διεγέρσεων [40].

Εικόνα 21: Ο διεγέρτης και η θέση του [25].

Εικόνα 22: Σχεδιάγραμμα επικοινωνίας συσκευών χρησιμοποιώντας UART πρωτόκολλο (Tx: ο πομπός, Rx: ο δέκτης) [46].

Εικόνα 23: Τοπολογία scatternet δικτύου.

Εικόνα 24: Αρχιτεκτονική της στοίβας πρωτοκόλλων για το Bluetooth [49].

Εικόνα 25: Διαδικασία σύνδεσης μεταξύ δύο συσκευών. Διακρίνονται τα διαφημιστικά πακέτα, το αίτημα για σύνδεση, τα πακέτα δεδομένων και η ολοκλήρωση της διαδικασίας.

Εικόνα 26: Χαρακτηριστική μορφή πακέτου δεδομένων.

Εικόνα 27: Header διαφημιστικών πακέτων.

Εικόνα 28: Header PDU πακέτου δεδομένων.

Εικόνα 29: Παράδειγμα Shannon-Fano κωδικοποίησης, όπου φαίνεται η ταξινόμηση και η σταδιακή δημιουργία του δέντρου αναπαράστασης.

Εικόνα 30: Δέντρο κωδικοποίησης Huffman. Κοντά στην κορυφή υπάρχουν τα περισσότερα πιθανά σύμβολα, ενώ όσο προχωράει προς τα κάτω οι πιθανότητες εμφάνισης των συμβόλων μειώνεται [55].

Εικόνα 31: Αναπαράσταση σταδιακής κωδικοποίησης μίας συμβολοσειράς με τη μέθοδο LZ77. Διακρίνονται οι τρεις δείκτες απόστασης, μεγέθους και νέου συμβόλου.

Εικόνα 32: Αναπαράσταση δημιουργίας λεξικού σύμφωνα με την τεχνική LZ78. Για κάθε ακολουθία καταγράφεται η θέση όπου υπάρχει η προηγούμενη αναφορά της και το νέο σύμβολο.

Εικόνα 33: Γράφημα διαφορετικών καμπύλων για την πρόβλεψη των δεδομένων από τα γειτονικά τους σημεία [66].

Εικόνα 34: Αλγόριθμος κωδικοποίησης σημάτων από αισθητήρες με τη χρήση της τεχνικής SZ [67].

Εικόνα 35: Μερική κωδικοποίηση ως προς τον αριθμό μηδέν και τη συχνότητα εμφάνισής του.

Εικόνα 36: Κωδικοποίηση Δέλτα. Ένα σήμα εισέρχεται στο σύστημα και ως έξοδος παράγεται ένα σήμα που περιέχει τις διαφορές των διαδοχικών τιμών.

Εικόνα 37: Σχεδίαση αρχιτεκτονικής του συστήματος.

Εικόνα 38: HDL coder κατά τη διάρκεια της μετατροπής.

Εικόνα 39: Αρχείο RTL για FIFO buffer. Διακρίνονται οι είσοδοι - έξοδοι του συστήματος και τα ενδιάμεσα στάδια για τον υπολογισμό των τελικών τιμών.

Εικόνα 40: Προσομοίωση FIFO μνήμης στο Modelsim. Διακρίνονται ο τρόπος που διαμορφώνονται οι κυματομορφές εξόδου ανάλογα με τις εισόδους του συστήματος

Εικόνα 41: Arduino Nano 33 BLE απεικόνιση και βασικά στοιχεία όπως αισθητήρες, LED, USB κλπ. [82].

Εικόνα 42: Στιγμιότυπο από τα δεδομένα του σήματος στη MATLAB και των δεδομένων που γίνονται pop από τον buffer του Arduino. Τα δεδομένα και στις δύο εφαρμογές ταυτίζονται, άρα το Arduino δέχεται και στέλνει σωστά στοιχεία.

Εικόνα 43: Στιγμιότυπο από τη μεταφορά των δεδομένων στο κινητό. Στο πεδίο value φαίνεται η τιμή που έχει αποσταλεί από το Arduino Nano 33 BLE.

Εικόνα 44: Διάγραμμα μείωσης της κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta για τις μεταβάσεις από 0-1.

Εικόνα 45: Διάγραμμα μείωσης της συνολικής κατανάλωσης πριν και μετά την κωδικοποίηση Delta.

Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν

1. MATLAB www.mathworks.com
2. QUARTUS II www.intel.com
3. Modelsim ALTERA www.intel.com
4. Arduino 1.8.13 www.arduino.cc
5. nRF Connect www.nordicsemi.com
6. Overleaf www.overleaf.com

